

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SINALOA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



MAESTRÍA EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA

**“ANÁLISIS DE DIFERENTES TÉCNICAS DE PREPARACIÓN PARA
SUPERFICIES DE CERÁMICA PARA LA ADHESIÓN DE
BRACKETS: REVISIÓN DE LITERATURA”**

**Tesis que como requisito para obtener el grado de Maestría en
Ortodoncia y Ortopedia presenta:**

CD. Zeus Carlos Cuadras Rodríguez

Directores de Tesis:

Dra. Efigenia Moreno Terrazas

Dr. Jesús Eduardo Soto Sainz

Culiacán de Rosales, Sinaloa, México. Noviembre del 2023.



Dirección General de Bibliotecas
Ciudad Universitaria
Av. de las Américas y Blvd. Universitarios
C. P. 80010 Culiacán, Sinaloa, México.
Tel. (667) 713 78 32 y 712 50 57
dgbuas@uas.edu.mx

UAS-Dirección General de Bibliotecas

Repositorio Institucional Buelna

Restricciones de uso

Todo el material contenido en la presente tesis está protegido por la Ley Federal de Derechos de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

Queda prohibido la reproducción parcial o total de esta tesis. El uso de imágenes, tablas, gráficas, texto y demás material que sea objeto de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente correctamente mencionando al o los autores del presente estudio empírico. Cualquier uso distinto, como el lucro, reproducción, edición o modificación sin autorización expresa de quienes gozan de la propiedad intelectual, será perseguido y sancionado por el Instituto Nacional de Derechos de Autor.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-No Comercial
Compartir Igual, 4.0 Internacional



DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mis padres, Ana María Rodríguez López y Zeus Abraham Cuadras Jiménez, quienes siempre creyeron en mí y me alentaron a perseguir mis sueños académicos. Su amor, sacrificio y constante apoyo fueron la fuerza impulsora detrás de mi éxito. Esta tesis es un tributo a su dedicación y confianza en mi capacidad para alcanzar mis metas.

También dedico este trabajo a mi novia Janett Ruiz Mojardín quien siempre estuvo a mi lado brindándome su apoyo incondicional y palabras de aliento. Su confianza en mis habilidades me impulsó a seguir adelante incluso en los momentos más difíciles.

A mis hermanos Abraham Antonio Cuadras Rodriguez y Marian Priscila Cuadras Rodriguez y a mi abuela Oralía Josefina López Manjarrez, quienes me acompañaron en cada paso de este camino brindándome todo su amor y apoyo, les dedico este logro.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que contribuyeron de manera valiosa en la realización de esta tesis. Sus aportes y apoyo fueron fundamentales para lograr este importante logro en mi vida académica.

En primer lugar, quiero agradecer a la coordinadora del posgrado de ortodoncia la Dra. Tonantzin González Arredondo por brindarme la oportunidad nuevamente de alcanzar este logro académico, a mis directores de tesis, Dr. Jesús Eduardo Soto Sainz y la Dra. Efigenia Moreno Terrazas por su orientación, conocimientos y paciencia a lo largo de todo el proceso. Su guía experta y compromiso con mi desarrollo académico fueron clave para alcanzar los resultados obtenidos.

También expresar mi más sincero agradecimiento a todos mis profesores. Su conocimiento, experiencia y dedicación han sido fundamentales para mi crecimiento académico y profesional. También quiero agradecer enormemente a mi profesor y amigo el Dr. Francisco J. García Aispuro a quien admiro y fue parte de mi inspiración para elegir esta profesión.

No puedo dejar de mencionar a mis amigos y familiares, quienes me brindaron su apoyo incondicional y aliento constante durante todo este proceso. Sus palabras de ánimo y comprensión me motivaron a superar los desafíos y obstáculos que se presentaron en el camino.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	9
2. MARCO TEÓRICO	10
2.1 Tratamiento ortodóntico en adultos	10
2.2 Ortodoncia Fija.....	11
2.3 Ortodoncia removible	11
2.4 Ortodoncia en restauraciones de cerámica.....	12
2.5 Adhesión.....	13
2.6 Adhesivo para las bandas en ortodoncia fija	15
2.7 Adhesión mecánica	15
2.7.1 Fresas.....	16
2.7.2 Arenado.....	16
2.7.3 Láser.....	17
2.7.3.1 Láser Er:YAG	18
2.7.3.2 Láser ER,CR:YSGG	19
2.8 Adhesión química	19
2.8.1 Ácido fosfórico	20
2.8.2 Ácido fluorhídrico.....	21
2.8.3 Silano.....	22
2.8.4 Adhesivo	23
2.9 Generaciones de adhesivos.....	25
2.9.1 Primera generación	25
2.9.2 Segunda generación	25
2.9.3 Tercera generación	26
2.9.4 Cuarta generación.....	26
2.9.5 Quinta generación	26
2.9.6 Sexta generación.....	26
2.9.7 Séptima generación	27
2.9.8 Octava generación	27
2.10. Adhesivos de tres pasos clínicos (Total etch systems)	27

2.11. Adhesivos de dos pasos clínicos	28
2.12. Adhesión a un solo paso	28
2.13. Adhesión en cerámica	28
2.14 Materiales cerámicos	29
2.14.1 Vidrio predominante (feldespática).....	30
2.14.2 Cerámica moderada.	30
2.14.3 Cerámica altamente cargada.....	30
2.14.4 Cerámica infiltrada con vidrio (grupo in-ceram).....	30
2.14.5 Cerámicas sin base de vidrio (cerámicas policristalinas).	31
2.15 Factores que pueden alterar la adhesión.....	31
2.16 índice ARI.....	32
2.17 Fuerza de unión.....	33
2.18 Medición in vitro.....	34
3. JUSTIFICACIÓN.....	34
4. OBJETIVOS.....	35
4.1 Objetivo general	35
4.2 Objetivos específicos	35
5. MATERIALES Y MÉTODOS	36
5.1 Criterios de selección	36
5.1.1 Criterios de inclusión.....	36
5.1.2 Criterios de exclusión	37
5.1.3 Criterios de eliminación.....	37
5.2 Metodología	37
6. RESULTADOS	39
6.1 Resultados separados por método - Superficies tratadas con arenado..	39
6.2 Superficies tratadas con láser	48
6.3 Superficies tratadas con ácido	59

6.4 superficies tratadas con fresa	68
6.5 Imágenes microscópicas de las diferentes superficies tratadas.....	70
6.6 Resultados separados por artículo - Adhesión mecánica.....	76
6.7 Adhesión química	77
6.8 Adhesión mecánica + química	81
6.9 Adhesión mecánica vs química	90
7. CONCLUSIÓN	93
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94

RESUMEN

Introducción: Se ha incrementado la necesidad de tratamiento de ortodoncia en la población adulta en los últimos años, es común que en estos pacientes existan restauraciones dentales de cerámica. **Objetivo:** El objetivo de esta revisión de literatura es determinar cuál es el mejor método de adhesión y preparación de superficie cerámica para la adhesión de brackets. **Material y métodos:** Se utilizaron diferentes fuentes de búsqueda como: Pubmed, scielo, researchgate, Angle orthodontist y Google académico con publicaciones encontradas desde el 2000 al 2022 con idioma en inglés y español. **Resultados:** Se encontraron un total de 89 artículos de los cuales se seleccionaron 27 artículos verificando que estos coincidieran con el tema a investigar, resumen completo, buena estructura y metodología. Los valores más altos encontrados en cada grupo fueron: Láser Er:Cr:YSGG con ácido fluorhídrico (AF) al 9% 27.81 ± 7.66 Mpa. Arenado con óxido de aluminio y silano 23.29 ± 5.34 Mpa. AF al 9% 32.58 ± 9.21 Mpa y tallado con fresas de carburo más AF 9.6% 7.0 ± 2.1 Mpa. **Conclusiones:** El mejor protocolo encontrado fue el utilizar ácido fluorhídrico al 9.6% por 1 minuto, lavado y secado por 30 segundos, seguido de la aplicación de silano, adhesivo y resina según las instrucciones del fabricante para la adhesión de brackets en superficies cerámicas. Utilizar arenado con óxido de aluminio más el uso de silano puede ser una buena opción para sustituir el ácido fluorhídrico debido a su alta toxicidad sin embargo se necesitan más estudios.

Palabras clave: bracket, adhesivo, ácido fosfórico, ácido fluorhídrico, arenado, láser, cerámica, ortodoncia, porcelana, adhesión y zirconia.

ABSTRACT

Introduction: The need for orthodontic treatment in the adult population has increased in recent years, it is common for these patients to have ceramic dental restorations. **Aim:** The purpose of this literature review is to determine the best method of bonding and treatment of the ceramic surface for bracket bonding.

Material and methods: Different search sources were used such as: Pubmed, scielo, researchgate, Angle orthodontist and google scholar with publications found from 2000 to 2022 in english and spanish language. **Results:** 89 articles were found, and 27 articles were selected, verifying that they coincided with the topic to be investigated, a complete summary, good structure, and methodology.

The highest values found in each group were: Er:Cr:YSGG laser with hydrofluoric acid (AF) at 9%, 27.81 ± 7.66 Mpa. Sandblasted with aluminum oxide and silane 23.29 ± 5.34 Mpa. AF at 9%, 32.58 ± 9.21 Mpa and carbide burs with AF at 9.6%, 7.0 ± 2.1 Mpa.

Conclusions: The best protocol found was using 9.6% hydrofluoric acid for 1 minute, washing and drying for 30 seconds, followed by the application of silane, adhesive and resin according to the manufacturer's instructions for the adhesion of brackets on ceramic surfaces. Using sandblasting with aluminum oxide plus and the use of silane can be a good option to replace hydrofluoric acid due to its high toxicity, however more studies are needed on this.

Keywords: bracket, adhesive, phosphoric acid, hydrofluoric acid, sandblasting, laser, ceramic, orthodontics, porcelain, adhesion and zirconia.

1. INTRODUCCIÓN

La cantidad de personas adultas que se interesan y buscan tratamiento ortodóntico ha aumentado considerablemente, sin embargo, este tipo de paciente en su mayoría llega a consulta con diferentes restauraciones dentales, entre ellas coronas de diferentes materiales como metal, cerámica, etc. Es por esto por lo que el clínico necesita conocer y mejorar los diferentes métodos de adhesión de brackets a los diferentes tipos de restauraciones dentales, buscando una adhesión que permita soportar las fuerzas oclusales y las fuerzas ortodónticas sin desprendimiento o daño de la superficie. En publicaciones anteriores han investigado diferentes procesos de preparación para mejorar la resistencia al desprendimiento entre las diferentes restauraciones (metal porcelana, zirconia, etc.) y el bracket. Existen diferentes métodos de preparación como el utilizar arenado con óxido de aluminio, utilizar láser para crear micro rugosidades, tallar la superficie con fresas, así como utilizar ácido fosfórico. El objetivo de este estudio es analizar, investigar y comparar los diferentes métodos que existen para la preparación y adhesión de brackets en superficies cerámicas y determinar cuál es la mejor opción.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Tratamiento ortodóntico en adultos

Al comienzo de la ortodoncia se creía que el tratamiento solo se podía llevar a cabo en pacientes en crecimiento. Con el paso del tiempo esa idea fue cambiando, a medida que diferentes estudios mostraban que los procesos importantes para el tratamiento de ortodoncia como lo son reabsorción y aposición ósea no desaparecían, sino que estaban presentes durante toda la vida, pero con una respuesta más lenta con el pasar de los años. El cambiar esta idea impulsó a los odontólogos a ofrecer tratamiento ortodóntico en pacientes adultos para mejorar las maloclusiones dentales y mejorar la estética (1).

La maloclusión es una de las anomalías dentales más comunes, usualmente se manifiesta desde la infancia como efecto de una inadecuada relación dental o esquelética (2). La maloclusión dental trae como resultado diferentes problemas en la persona afectada, como por ejemplo problemas en el sistema masticatorio, problemas articulares, problemas de deglución, desarrollo de caries, enfermedad periodontal, entre otros (3). En adición a todos los problemas anteriores, es común que las personas con maloclusión no se sientan seguras de su apariencia facial, afectando su estabilidad emocional (4). El incremento de necesidad ortodóntica en adultos mayores ha aumentado según la asociación americana de ortodoncia (5). Esto puede atribuirse no solo a la evolución de las técnicas ortodónticas, sino también a la preocupación estética en esta población (6).

2.2 Ortodoncia Fija

La aparatología fija que se utiliza tradicionalmente en ortodoncia es hecha a base de metal. Esta aparatología ha sido el tratamiento más utilizado durante mucho tiempo desde el sistema multibandas. La adhesión a metales puede tener lugar mediante adhesión micromecánica o química, por lo general este tipo de tratamiento tiene una retención mecánica creada por una malla soldada al bracket. En su mayoría los diferentes autores concuerdan que en la base del bracket es suficiente y favorable para la adhesión. Los brackets metálicos ofrecen diferentes ventajas, pero a pesar de estas, esta aparatología no se considera estética por la mayoría de los pacientes. En los recientes años debido a la alta necesidad e interés de tratamientos estéticos, se han cambiado la forma y tamaño de la mayoría de los brackets (7).

2.3 Ortodoncia removible

Un aparato removible de ortodoncia es un aparato que el paciente puede quitarse de la boca para comer y limpiarlo. Puede ser un aparato activo, diseñado para mover los dientes mediante simples movimientos de inclinación, o un aparato pasivo, que retiene los dientes en su posición actual para mantener el espacio o la retención posterior al tratamiento de ortodoncia. En los inicios de la ortodoncia los tratamientos eran realizados con aparatos removibles, con el paso del tiempo los tratamientos con este tipo de aparatos fueron disminuyendo considerablemente. Esto fue debido a una serie avances en la ortodoncia, lo cual hizo mucho más eficiente el uso de aparatología fija, incluyendo el uso de bandas de ortodoncia preformadas y pre-soldadas, y tiempo después los aditamentos adheridos directamente, obteniendo mejores resultados en sus tratamientos (8).

El incremento en la cantidad de pacientes mayores con tratamiento ortodóntico ha ocasionado un aumento en la necesidad de diferentes opciones estéticas y cómodas a la ortodoncia convencional. Los alineadores satisfacen esta demanda y también son propensos a los rápidos avances tecnológicos en los materiales y los diferentes métodos de creación de los alineadores. Los alineadores brindan una mejor experiencia de tratamiento siendo más cómoda y estética, facilitan la higiene bucal al poderlos retirar, reducen el número de citas y el tiempo en sillón. Pero su alto costo para producción de alineadores, el depender de absoluta cooperación del paciente y la limitación para tratar algunas maloclusiones reducen el uso de los alineadores (8).

2.4 Ortodoncia en restauraciones de cerámica

El tratamiento ortodóntico en pacientes adultos ha incrementado considerablemente en los últimos años (9). Este tipo de pacientes en su mayoría llegan a consulta con diferentes restauraciones y diferentes materiales como: porcelana, metálicas, metal cerámica y todo tipo de restauraciones cerámicas (9). Por esta razón, los ortodoncistas se han visto en la necesidad de probar diferentes protocolos de adhesión entre brackets y las diferentes restauraciones dentales para poder trabajar en cualquier tipo de superficie restaurada (específicamente en porcelana o cerámica). Los estudios han mostrado un alto porcentaje de fracaso en la adhesión entre brackets y superficies de cerámica en comparación con el esmalte. Esto puede deberse al preparado de la superficie, tipo de porcelana y diseño del bracket, así como el tipo de adhesivo, la lámpara de fotocurado, así como las habilidades clínicas del odontólogo (10). Es necesaria una adecuada fuerza de adhesión que soporte las fuerzas masticatorias y ortodónticas, y que además permita retirar fácilmente los brackets evitando daño en la superficie restaurada (11).

Se han probado diferentes métodos para la adhesión de aparatología fija a distintas superficies de porcelana, estos son diferentes en la adecuación de la superficie y el adhesivo a utilizar, alguno de estos ejemplos se ha reportado con el uso del ácido fosfórico o ácido fluorhídrico (9), otros estudios probaron el uso de silano y otros presentaron discrepancias en desglasar o no la superficie cerámica (9). De acuerdo con la literatura disponible, el protocolo comúnmente más utilizado para tratamiento de superficies cerámicas empieza con arenado con óxido de aluminio, seguido de grabado con ácido fluorhídrico, aplicación de silano y por último la colocación del adhesivo y resina (5). Esta secuencia no solamente es larga y compleja, también utiliza ácido fluorhídrico y requiere mucho cuidado al momento de aplicarlo debido a que tiene alta toxicidad y puede dañar el tejido blando al contacto (12).

2.5 Adhesión

La adhesión se define como la unión de dos superficies diferentes. En la odontología la adhesión es definida como la unión entre dentina o esmalte dental y los diversos materiales odontológicos (13). El principal objetivo de los adhesivos es brindar una buena retención a las restauraciones dentales y que soporte las fuerzas mecánicas y masticatorias. Clínicamente uno de los fracasos de las restauraciones que ocurre a menudo es causado por un mal sellado o una mala adhesión. Para asegurar una buena adhesión entre el adhesivo y la otra superficie, los adhesivos contienen monómeros de resina similares a los de materiales de restauración. Esta resina curada en el adhesivo forma una matriz que brinda continuidad estructural y crea propiedades mecánicas como la resistencia (14).

En odontología, el adherente es el sustrato sobre el cual se aplica el adhesivo de dentina y esmalte. Los adhesivos son soluciones de monómeros de resina que unen el material de restauración con un sustrato dental. Si bien la mayoría de las adhesiones involucran solo dos cuerpos, las uniones también pueden ser más complejas como la adhesión a porcelana (15,16).

Los adhesivos dentales son uno de los biomateriales más curiosos en el área de la salud, en los últimos 20 años los adhesivos dentales han estado cambiando tanto en lo clínico como en laboratorio, esto con el objetivo de mejorar la eficacia y durabilidad de los tratamientos (17).

Los avances tecnológicos de adhesión han influenciado en las diferentes restauraciones de la odontología moderna (18). El éxito de los tratamientos dependen en gran parte de los protocolos de adhesión (19). Por esta razón, los clínicos tienen que seguir diferentes métodos de preparación de la superficie para la adhesión de brackets no solamente en esmalte sino también en diferentes restauraciones (20). La adhesión de los aditamentos ortodónticos a las distintas superficies de cerámica se puede ver alteradas o afectadas por distintos factores, entre estos los diferentes tipos de porcelana, los tipos de bracket, las diferentes bases del bracket, propiedades del adhesivo, fuente de fotocurado y las habilidades clínicas del odontólogo (9,21).

Existen dos diferentes tipos de adhesión en ortodoncia (62):

1. Adhesión mecánica: Se crea por la introducción del material de adhesión en las superficies rugosas creadas en la superficie.
2. Adhesión química: Corresponde a la unión interna entre la base y el sistema adhesivo, se puede llevar a cabo en formas de uniones iónicas o covalentes.

Debido a que la superficie de porcelana es distinta al esmalte, se han probado diferentes protocolos para mejorar la resistencia de adhesión de aparatología ortodóntica en las distintas superficies cerámicas (9). Estos métodos pueden ser mecánicos o químicos o combinados (21). Las técnicas de adhesión pueden variar dependiendo de la preparación de la superficie o adhesivo a utilizar. Algunos ejemplos son el ácido fosfórico o el fluorhídrico, así como el uso de silano (9).

Las fuerzas de unión mecánica son generalmente muy débiles por si solas, mientras que el enlace químico es fuerte pero también muy difícil de producir de manera

densa a través de una interfaz. La unión mecánica en combinación con la química son el medio más efectivo para crear uniones fuertes (22).

2.6 Adhesivo para las bandas en ortodoncia fija

No existe suficiente evidencia para establecer cuál es el mejor adhesivo para cementar las bandas de ortodoncia a los molares de los pacientes con aparatología fija. Sin embargo, se ha demostrado que el tratamiento con aparatología fija es mucho mejor que la removible. El éxito del tratamiento ortodóntico fijo dependerá de que los distintos aditamentos como bracket y bandas para ortodoncia se encuentren bien cementados a los órganos dentales durante el tratamiento. Las bandas ortodónticas soportan una gran cantidad de fuerza en boca, por lo cual la fuerza adhesiva ideal debería ser: suficientemente resistente para mantener la banda adherida al molar durante todo el tratamiento, no lo suficientemente fuerte para evitar dañar el órgano dental al momento de removerla, fácil de usar y de costo razonable. En su mayoría los ortodoncistas usan ionómero vidrio o cemento a base de ionómero de vidrio. Los cementos de ionómero de vidrio endurecen mediante una reacción ácido-base, mientras que los compuestos de resina se activan mediante foto curado (23).

2.7 Adhesión mecánica

La adhesión o unión mecánica siempre está presente, aunque sea débil (22). Existen diferentes métodos mecánicos para preparar la superficie cerámica como: tallar la el área de la superficie de porcelana con fresa de diamante, láser o micro perforaciones con óxido de aluminio (11,24). Otro de los métodos de preparación mecánica que se ha utilizado para mejorar la preparación en superficies cerámicas ha sido desglasar la superficie de porcelana tallando con fresa de diamante.

Para mejorar la fuerza de adhesión, los métodos mecánicos pueden ser complementados con un método químico. En diferentes estudios de laboratorio se

concluyó que los métodos de abrasión mecánica son necesarios para desglosar la superficie, ya que esto mejoraría la resistencia al desprendimiento entre el bracket y las superficies de cerámica (25).

2.7.1 Fresas

Las fresas de diamante se han probado como método de preparación de superficie por la rugosidad mecánica que pueden crear en la restauración. Incrementar la rugosidad tallando la superficie no incrementa la resistencia al desprendimiento y no es recomendable utilizarla como técnica única (25).

2.7.2 Arenado

El arenado de la superficie de una restauración es una práctica común en las restauraciones de coronas de cerámica sin metal: la superficie rugosa permite una fuerte unión mecánica con los cementos dentales a base de resina (26).

La preparación mecánica con óxido de aluminio es otro método propuesto para la preparación de la superficie antes de cementar la aparatología fija. Este crea una superficie microscópicamente irregular la cual provee una alta retención a la cerámica. Sin embargo, esta preparación causa un daño irreversible a la superficie cerámica (27).

Algunos estudios recomiendan utilizar partículas más pequeñas que 50 micras a una distancia de separación de 10mm con una presión de 2.7 atm por 20 segundos cuando se trata de preparar la superficie de cerámica (28).

La preparación de la superficie de cerámica con arenado crea microrugosidades que mejoran la adhesión, aunque se ha comprobado que el uso de este método por sí solo tiene resultados insatisfactorios. Según diferentes investigaciones el método de arenado en conjunto el silano presenta resistencia al desprendimiento. En otros

estudios en cuanto a la rugosidad de la superficie se demostró que no hay diferencia entre el arenado con SiO₂ (óxido de silicio) en comparación con AL₂O₃ (óxido de aluminio) (5).

2.7.3 Láser

La aplicación de láseres en el área de la salud ha ganado gran popularidad, desde su descubrimiento, la investigación se ha dirigido a introducir el láser en el área odontológica. Los láseres se pueden aplicar a muchos campos en la investigación dental y la investigación básica (29). La función láser de Er:YAG es alcanzar una distancia de onda que sea captada por el órgano dental, así como por el agua de los tejidos blandos del órgano dental. A través de diferentes investigaciones de fotoabsorción se ha concluido que cuando un láser emite el haz de luz con una longitud de onda de 2700-3000 nanómetros es bien captado por la dentina, el agua y el hueso del órgano dental (30).

Con el incremento de popularidad de los láseres en odontología y la reducción de su costo, pueden ser una opción a futuro para sustituir la resistencia creada por el ácido fluorhídrico en superficies de cerámica, sin exponer la alta toxicidad de estos materiales. Los láseres más utilizados comúnmente son el láser CO₂ y ND:YAG. El láser CO₂ es un buen sustituto para la preparación de la superficie cerámica porque la emisión es casi totalmente absorbida por la cerámica (6). Algunos estudios in vitro mostraron que la fuerza de adhesión es ligeramente menos que la producida por el ácido fluorhídrico pero es clínicamente aceptable en los diferentes tipos de cerámica utilizando láser CO₂ o Nd:YAG con silano (6).

En publicaciones recientes se han propuesto diferentes alternativas que consisten en irradiar la superficie cerámica con diferentes láseres. Se ha informado que la fuerza de adhesión entre el láser Er:YAG y el ácido fluorhídrico es suficiente para la preparación de la superficie cerámica y adhesión de bracket (5). Cuando el láser Er:YAG es usado en órganos dentales, el láser irradia los tejidos dentales y la

energía es absorbida por el agua resultando en una pequeña explosión que puede destruir esmalte y dentina. Para restauraciones de porcelana el láser puede destruir la capa cristalina y vítrea de los materiales cerámicos (31).

Aunque el efecto del láser Er:YAG es variado, el efecto sobre el tratamiento de superficies de cerámica dental sigue sin estar claro (32). Un estudio confirmó que el láser Er:YAG no funcionaba en todos los tipos de cerámica (33). Los mejores parámetros también fueron diferentes, lo que puede atribuirse al mecanismo de irradiación láser y a las diferentes composiciones y estructuras de cada cerámica (33). La configuración adecuada de los parámetros de los láseres es vital para el efecto adhesivo, cuyos parámetros incluyen la energía del pulso, la potencia, el tiempo de irradiación, el agua, etc. En caso de parámetros muy elevados puede causar colapso de grandes áreas en la superficie. Además, si los parámetros son demasiado pequeños, no afectará a la superficie de la cerámica o solo formará una estructura poco profunda que no favorece la retención.

Ferreira Da Silva et al. demostró que diferentes anchos de pulso láser podrían formar diferentes rugosidades, pérdidas de volumen y alturas de paso. Además, los parámetros adecuados (p. ej., 600 mJ, 10 Hz, 1 W y 600 μ s) podrían conducir a una rugosidad satisfactoria en las cerámicas (34).

2.7.3.1 Láser Er:YAG

Este tipo de láser tiene un elemento sólido como medio activo en su cavidad de resonancia; específicamente un cristal sintético conocido como granate (G), este está constituido por itrio (Yttrium, Y) y aluminio (Aluminium, A) y erbio (Erbium, Er). El láser de Er:YAG arroja energía pulsada. La energía se mueve a la pieza mano

por medio de una fibra óptica. Este láser difunde su luz a una longitud de onda de 2940 nanómetros. Esta longitud de onda es similar con el porcentaje máximo de absorción del agua (30).

2.7.3.2 Láser ER,Cr:YSGG

El láser de Er,Cr:YSGG tiene una potencia alta cuya cavidad de resonancia tiene un cristal que lanza la energía con una longitud de onda de 2780 nanómetros. Su medio activo es un granate y constituido por itrio, escandio y galio con erbio y cromo. Este láser usa un sistema que es transmitido mediante fibra óptica. El láser lanza la luz de modo pulsado, con una duración de pulso que oscila entre 140 y 200 microsegundos y una frecuencia de repetición de 20 Hz, que es constante.

La potencia de salida puede variar entre 0,0W y 6 W, con la posibilidad de hacer incrementos sucesivos de 0,25W. Una de las características principales de este láser es que utiliza un spray de agua y de aire que se combina con el haz de luz láser (30).

2.8 Adhesión química

El enlace químico incluye posibilidades de enlace covalente, iónico, metálico y en algunos casos, de quelación. Existen numerosas posibilidades para crear enlaces químicos. Sin embargo, para otros sistemas, al tratar de crear enlaces entre superficies diferentes, como las interfaces metal-cerámica y polímero-polímero, la situación es mucho más complicada y puede resultar en un enlace químico muy limitado y resistencias interfaciales mucho más bajas (22). Obtener una buena fuerza de adhesión es difícil solamente usando procedimientos mecánicos para el acondicionamiento de la superficie con el tallado con fresas de diamante, arenado o discos de lija, además estos procedimientos dañan el glaseado de la restauración de cerámica (35). Tanto como la preparación con grabado ácido y silano mejoran

retención de la superficie de cerámica (36). El uso del silano aumenta la fuerza de unión, aumentando el enlace químico entre la superficie de cerámica y la resina (37). Otro factor importante en la preparación de la superficie mediante métodos químicos, es la duración del grabado ácido de la superficie, así como las concentraciones del ácido aplicado (38).

Se han evaluado distintos porcentajes de ácido fluorhídrico sobre la durabilidad de la resistencia al desprendimiento en cerámica feldespática y se descubrió que el grabado ácido a 3%, 5% y 10% promovían una adecuada adhesión. Además, se ha evaluado en diferentes tiempos de grabado como 10s, 20s, 40s, 60s y 120s y se observó que la fuerza de unión disminuía con el aumento del tiempo de grabado (39).

Esto produce una disolución en la matriz de cerámica y la microestructura cristalina queda expuesta (40), dejando una superficie de cerámica rugosa la cual provee una retención micromecánica con el uso de resina (40).

Para que las restauraciones cerámicas tengan éxito en el tratamiento, es necesario utilizar los materiales adecuados y un buen método de unión (41) (42). En los últimos años ha aumentado el uso de adhesivos universales auto grabables, esto puede ser por la reducción de tiempo en silla del odontólogo ya que la técnica fue hecha para trabajar con menos pasos que la convencional, además este tipo de adhesivo promete causar menos daño en la superficie a trabajar (43).

2.8.1 Ácido fosfórico

Es el agente que más se utiliza para preparar el esmalte antes de los procedimientos de adhesión. El protocolo actual para la cementación de brackets en esmalte es usar el ácido fosfórico al 37% por 15 segundos. El ácido desmineraliza el esmalte creando microporosidades que permitan una fuerza de adhesión micromecánica, esto es porque el ácido desmineraliza más fácilmente el esmalte interprismático que

el esmalte prismático (6). Sin embargo, en diferentes estudios de acondicionar de la superficie en restauraciones cerámicas, el ácido fosfórico obtuvo como resultado la menor fuerza de adhesión comparado con otros métodos y se considera inadecuado para la adecuación de la superficie de cerámica (5).

2.8.2 Ácido fluorhídrico

El ácido fluorhídrico (HF) es una composición altamente tóxica y corrosiva, de olor agudo y penetrante, se encuentra formado por flúor e hidrógeno. Este es de los ácidos más peligrosos y debemos de manipularlo con mucho cuidado en el laboratorio. Una de las propiedades más conocidas del HF es la de reaccionar con el vidrio. También reacciona con esmaltes, cemento, metales y compuestos orgánicos (44).

El HF es una solución de fluoruro de hidrógeno en agua. Conocidamente por su gran capacidad para reaccionar y atacar al vidrio cuando reacciona con SiO_2 (dióxido de silicio), el cual es el componente principal de la mayoría de los vidrios. La adhesión de resina a las diferentes superficies cerámicas está bien clara. El ácido fluorhídrico disuelve la fase vítrea de la cerámica y crea una superficie con buena retención para la adhesión micromecánica, mientras que el silano brinda un enlace químico entre los grupos metacrilato de la resina y la sílice de estas cerámicas. El procedimiento de adhesión a la sílice para la cementación de cerámicas de disilicato de litio se crea mediante el proceso de grabado de las superficies cerámicas con ácido fluorhídrico, los porcentajes más utilizados son al 9.5% y 4.6% (45). El proceso de grabado ácido disuelve la matriz de cerámica, incrementando la retención de la superficie creando microcanales, esto permite una buena penetración de resina incrementando la fuerza de adhesión (5). Se ha comprobado que las concentraciones de ácido fluorhídrico encima del 5% durante más de 20 segundos, influyen en las características del material, causando una disminución en la resistencia del material (31). De acuerdo con la literatura, el mejor protocolo para

la preparación de la superficie cerámica es con grabado ácido al 9,6% durante 1 minuto (6).

2.8.3 Silano

El silano desde 1977 se ha utilizado para favorecer los enlaces químicos. Este tiene dos grupos reactivos: uno que reacciona con el metacrilato y el otro que reacciona con la sílice de un hialino (46). El silano se encarga de formar un enlace químico de siloxano e incrementa la fuerza de unión, así como también la humectabilidad del cemento, con lo que logra mejores interacciones microscópicas entre los dos materiales (47) (42).

Los silanos son moléculas orgánicas las cuales pueden contener uno o más átomos de silicio (48). El agente de unión silano disponible en el área odontológica contiene trialcoxisilano, así como metacriloxiproiltrimetoxisilano el cual es el componente reactivo clave (49). El silano se utiliza como acoplador químico uniendo compuestos orgánicos (materiales a base de resina) a inorgánicos (porcelana, metales oxidados y rellenos de vidrio a base de resina) (48).

La fuerza de adhesión del silano es diferente con cada tipo de material, la adhesión más resistente se logra con cuarzo, vidrio y sílice (49). Existen dos pasos muy importantes para la formación del enlace de unión con la resina: uno es el desarrollo del enlace de unión del silano y la formación del sustrato el cual se activa mediante el ácido y el otro paso es el desarrollo del enlace de unión entre silano y resina activado mediante la fotopolimerización (49). El uso del silano mejora la fuerza de adhesión de brackets en superficies de cerámica, esta forma enlaces químicos lo que da resultado una conexión más fuerte entre las superficies. Se ha mencionado que el mejor método para la preparación de superficie cerámica es el grabado con ácido fluorhídrico más silano (27). La aplicación del silano consiste en aplicar de 1 a 2 capas de silano en la superficie de porcelana previamente grabada con ácido

fluorhídrico y esperar 30 segundos para secar la superficie, seguido de la aplicación del adhesivo según las instrucciones del fabricante para la cementación de brackets (50).

Utilizar silano nos sirve para poder aumentar la humectabilidad de la superficie causando un mejor contacto y penetración del cemento a las irregularidades provocadas por el grabado con ácido (51). Los agentes de acoplamiento que crea el silano nos ayudan a crear una mejor adhesión entre la fase inorgánica de la cerámica y la fase orgánica de los agentes cementantes mediante la unión siloxano donde los grupos reactivos se unen químicamente a las moléculas del adhesivo (52).

El silano se emplea en la superficie de cerámica se crean tres diferentes capas. Las capas exteriores se componen de oligómeros que se absorben hasta el vidrio de tal manera que se permitan ser limpiados por agua. Las capas intermedias se componen de uniones de siloxano que unen los oligómeros y son hidrolizables con agua caliente. Las capas internas crean una red tridimensional la cual es hidrolíticamente estable. Esta capa es la que mejora la adhesión. Tratar estas superficies con calor fortalece estas capas creando una sola capa, resultando en la eliminación de agua, alcohol y otros subproductos, fortificando la adhesión química a la cerámica, así como dentro del compuesto del silano.

Todo esto ayuda a la reacción de condensación entre silano y sílice aumentando la formación de una unión covalente en la interfase silano- cerámica (51).

2.8.4 Adhesivo

Los distintos sistemas de adhesión son un conjunto de biomateriales que forman parte de uno de los pasos de mayor importancia dentro de los métodos de adhesión de las restauraciones estéticas (53). Los objetivos principales de la adhesión

descritos por Norling en 2004 son: preservar y conservar el tejido dental, obtener una buena resistencia al desprendimiento y sellado de las restauraciones para así evitar microfiltraciones. La adhesión en odontología ha evolucionado rápidamente, esta evolución se debe a que el proceso de adhesión es fundamental para alcanzar buenos resultados en los tratamientos odontológicos, los cuales requieren resistir las fuerzas de contracción durante la polimerización de la resina compuesta y permitir la integridad de los órganos dentarios restaurados. Actualmente el avance de los materiales dentales tiene como objetivo principal mejorar sus componentes, hacer más sencillas las técnicas de adhesión en los tratamientos, esto con el fin de obtener mejores resultados (54). El continuo desarrollo de los sistemas adhesivos ha permitido dividirlos en dos grupos:

El primer grupo se forma por los adhesivos de grabado total. Estos adhesivos de grabado y lavado necesitan de un paso previo de preparación del tejido dental con ácido, como el ácido fosfórico al 37%, el cual crea una superficie porosa y con irregularidades con el fin de permitir la introducción de materiales como resina polimerizables, y así ofrecer la retención micromecánica por medio de la resina. Este paso de grabado quita la capa de barrillo dentinario, lo cual hace más sencilla la relación del adhesivo, garantizando la penetración del adhesivo y sellado de los túbulos dentinarios (55).

El segundo grupo está formado por los adhesivos autograbables. Estos se caracterizan por monómeros ácidos que no necesitan lavarse, el uso de estos adhesivos ha aumentado debido a una técnica de adhesión más sencilla que requiere menos pasos (56). Estos adhesivos trabajan acondicionando, desmineralizando y penetrando el esmalte y dentina de en un solo paso. La capa de barrillo se modifica, pero no se elimina y no se indica lavar la superficie dental. Eliminar el paso de grabado dental y lavado puede disminuir el riesgo de sobrecondicionar la dentina disminuyendo el problema de la inadecuada

penetración de los monómeros adhesivos y reduciendo el riesgo de sensibilidad postoperatoria (57).

La alta demanda y uso de adhesivos dentales han incitado a una investigación continua, desarrollo y mejoramiento de los adhesivos (58). Las generaciones de adhesivos se ordenan cronológicamente según el orden en el cual se fueron introduciendo al mercado dental (63).

2.9 Generaciones de adhesivos

2.9.1 Primera generación

En la primera generación de adhesivos se intentaba captar que fueran compatibles entre el adhesivo y la cavidad oral, pero éstos mostraban una adhesión muy baja, causando penetraciones de sustancias dentro de la cavidad, esto se produce por la hidrólisis dada que se debía a la exposición de la saliva y el adhesivo (59,60). Su resistencia al desprendimiento al esmalte era alta pero su fuerza de adhesión a la dentina era muy baja, no más alta que 2 MPa.

2.9.2 Segunda generación

Esta generación evidencio una mejora en la fuerza de union (en esmalte y dentina). La mayoría de estos adhesivos de esta generación se basan en la reacción fosfato-calcio (61). Estos adhesivos probaron usar el barrillo dentinario como un sustrato adhesivo. La capacidad de adhesión de esta generación a la dentina seguía siendo débil (2-8 MPa), lo cual demostró que la retención mecánica aún se necesitaba (58).

2.9.3 Tercera generación

En esta generación, al colocar ácido aumentaba la permeabilidad de la dentina; aún se usan dos componentes: adhesivo y primer. Hubo buena respuesta en estos adhesivos demostrando un aumento en la resistencia al desprendimiento a la dentina (8-15 MPa) por lo que bajó la necesidad de la forma de retención mecánica. Además estos adhesivos tenían la capacidad de adhesión en materiales como metales y a las cerámicas dentales (58).

2.9.4 Cuarta generación

Esta generación ya contaba con grabado total y eliminaba el barrillo dentinario, se grababa la dentina y esmalte de manera simultánea utilizando ácido fosfórico. Esta generación se caracterizaba por el pasó de hibridación en resina y dentina. La hibridación es el remplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie de la dentina por resina (58).

2.9.5 Quinta generación

Esta generación busca simplificar los pasos de adhesión (61).

Estos materiales se fijan bien al esmalte, la dentina, la cerámica y al metal, siendo su característica más importante. La resistencia al desprendimiento a la dentina es de 20-25 MPa, mostrando resistencia para todos los procedimientos dentales (58).

2.9.6 Sexta generación

La sexta generación de adhesivos elimina el paso de grabar la superficie con ácido ya que el líquido cuenta con acondicionador de dentina. Los investigadores y clínicos han trabajado en sustituir el paso de grabar con ácido o agregarlo químicamente. Estos adhesivos no necesitan grabar la superficie con ácido (58).

2.9.7 Séptima generación

Los adhesivos de séptima generación “All in one”, son conocidos por ser autograbables vienen en un solo frasco. Estos son una buena opción para los odontólogos que buscan mejorar los pasos de adhesión con técnicas con poca o nada de sensibilidad para el paciente (58).

2.9.8 Octava generación

Estos adhesivos de última generación también son autograbables y tienen rellenos de monómero hidrófilo ácido y silano (61). Estos adhesivos son universales y se caracterizan por su larga vida útil (58).

En la actualidad los adhesivos dentales se han clasificado por generación o por la forma con la que interactúan con el barrillo dentinario. Los adhesivos que se caracterizan por eliminar la capa de barrillo dentinario se conocen como adhesivos de grabar y lavar (63). Existen dos tipos de adhesivos, de dos pasos y tres pasos (64). Los de dos pasos incluyen un grabados y una solución hidrofílica, mientras que los de tres pasos tienen un primer separado y una resina hidrofóbica (54). Los adhesivos que no requieren grabado ácido se conocen como adhesivos autograbables, estos no eliminan el barrillo dentinario, sino que integra estos residuos de barrillo dentinario en la interfaz adhesiva, es así como pueden clasificarse en (15)(60):

2.10. Adhesivos de tres pasos clínicos (Total etch systems)

Este tipo de adhesivos requieren grabar la superficie de dentina y/o esmalte, lavar y secar. Este método de preparación va de la mano junto con el primer y adhesivo antes de colocar la resina; después de desmineralizar los tejidos, el primer funciona preparando y modificando la superficie hidrofílica en hidrofóbica para así poder unir el adhesivo y la resina dentro de la cavidad dentaria. Finalizamos este proceso secando la superficie con aire y colocando el agente hidrofóbico el cual tiene como finalidad unir químicamente a la resina, aumentando la fuerza de adhesión en dentina y el esmalte. Estos adhesivos han logrado una resistencia al desprendimiento de 31 Mpa (58,60,61).

2.11. Adhesivos de dos pasos clínicos

La técnica de dos pasos clínicos es muy semejante a la de tres pasos, para este tipo de adhesión es necesario que la superficie se encuentre húmeda porque no se necesita colocar primer de manera individual. Esta técnica resulta un poco compleja para el operador porque se debe de conseguir un estado óptimo de humedad y en ocasiones es complicado. El primer y el adhesivo vienen juntos en un solo recipiente y el proceso de grabado ácido se realiza por separado, este último necesita lavarse y secarse, sin embargo la dentina necesita permanecer húmeda (58,60,61).

2.12. Adhesión a un solo paso

Esta técnica también llamada "All in one" se trata de adhesivos que incluyen todos los pasos en una sola aplicación: grabado ácido, primer y adhesión; además elimina el paso de lavar y solo necesita secar la superficie para asegurarnos de esparcir todo el producto antes de fotopolimerizar (58,60,61).

2.13. Adhesión en cerámica

Conforme aumentan las necesidades de las personas por la estética y con el uso de restauraciones cerámicas, los odontólogos necesitan elegir entre los diferentes

métodos para la adhesión de brackets a las diferentes restauraciones dentales, en especial restauraciones de cerámica (9). Independientemente de la técnica elegida por el ortodoncista, los objetivos que se buscan son una adhesión que resista durante todo el tratamiento y no dañe la cerámica al desprender el bracket de esta superficie (54).

Para obtener una buena resistencia al desprendimiento en la superficie cerámica existen diferentes métodos: retención micromecánica, retención química y una combinación de ambos tipos de retenciones (mecánica y química). La retención micromecánica se logra a través del arenado de la superficie o creación de microrugosidades utilizando fresas de diamante para tallar la superficie y ácido fluorhídrico al 8% o 9%. La retención química se puede lograr utilizando silano el cual ayuda en la unión química entre la porcelana y el adhesivo. El uso del ácido fluorhídrico aumenta la resistencia al desprendimiento en la adhesión creando una retención micromecánica por medio de microcanales (65).

El protocolo ideal para la adhesión de brackets en superficies cerámicas se ha descrito como: aislar apropiadamente la corona para el procedimiento de adhesión del bracket, en especial en la encía marginal.

Si la corona se encuentra con glaseado se procede a crear rugosidades en esta capa con microarenado con óxido de aluminio a 50 μm por 3 segundos. Se continúa con el grabado ácido fluorhídrico al 9.6% durante 60 segundos, lavar y secar hasta lograr ver una superficie opaca, seguido de la aplicación de silano y terminando con la aplicación de adhesivo y resina. Teniendo en cuenta la alta toxicidad del grabado con ácido fluorhídrico, otro método es arenar la superficie y aplicar silano finalizando con la aplicación del adhesivo y resina (66) (67).

2.14 Materiales cerámicos

Según la clasificación de la cerámica en base a su composición existen tres categorías: a base de vidrio, infiltración de vidrio y sin base de vidrio (68). Las cerámicas constituidas de vidrio se pueden dividir en: predominante, moderadamente lleno y altamente lleno.

2.14.1 Vidrio predominante (feldespática).

Esta cerámica este constituida principalmente por vidrio con pequeñas porciones de varios tipos de partículas. Se conocen comúnmente como porcelana feldespática y están constituidas principalmente por alúmina y sílice. La cantidad de partículas es menor al 17%. Son uno de los tipos de cerámica más agradables estéticamente. Por lo general, se utilizan como carillas, inlays y onlays y restauraciones de cerámica sin metal (68).

2.14.2 Cerámica moderada.

Esta también es una cerámica a base de vidrio y contiene una mayor cantidad de partículas que el de las cerámicas feldespática. Esta cuenta con al menos 17 al 25% de partículas como la leucita (69). El mayor porcentaje de partículas está asociado con una mejora en las características mecánicas de esta clase cerámica. Las cerámicas de esta clase se pueden utilizar como carillas, incrustaciones, onlays y carillas para cofias y estructuras metálicas (70)(68).

2.14.3 Cerámica altamente cargada.

Este tipo de cerámicas están constituidas a base de vidrio donde la cantidad de partículas cristalinas como leucita y Disilicato de litio van desde el 45 y el 70%. Se pueden utilizar como inlays, onlays, carillas y coronas (68).

2.14.4 Cerámica infiltrada con vidrio (grupo in-ceram).

Esta cerámica está formada a base de vidrio y es conocida como cerámica In-Ceram. Incluyen In Ceram Alúmina, In-Ceram Spinell (espinela de aluminato de magnesio) e In-Ceram Zirconia de Vita (71).

La cerámica In-Ceram Alúmina, está constituida de 70 % alúmina y un 30 % de matriz de vidrio.

In-Ceram Spinell se compone principalmente de espinela de magnesio con trazas de alúmina. Proporciona una restauración cerámica más translúcida pero más débil que In-Ceram Alúmina e In-Ceram Zirconia. Por lo tanto, su uso está limitado a coronas anteriores.

In-Ceram Zirconia, es una mezcla de zirconia y alúmina (20 y 50 % en volumen, respectivamente). Sin embargo, es opaco, lo que limita su uso a restauraciones posteriores.

2.14.5 Cerámicas sin base de vidrio (cerámicas policristalinas).

Las cerámicas de esta clase no contienen vidrio. Ambos materiales se caracterizan por sus altas propiedades mecánicas, son más resistentes y fuertes que las cerámicas que están constituidas a base de vidrio. Pero esta cerámica tiene menos translucidez y es mayormente más opaca que las cerámicas de base vítrea (70).

2.15 Factores que pueden alterar la adhesión

Se han encontrado diferentes factores que pueden alterar la adhesión de los brackets, entre ellos la fuente de fotocurado y el diseño y material del bracket. Se han realizado diferentes estudios donde se han comparado diferentes fuentes de luz, entre ellos luz alógena, led, laser argón o plasma, así como diferentes tiempos de fotocurado y no se ha encontrado diferencia significativa entre las fuentes de luz,

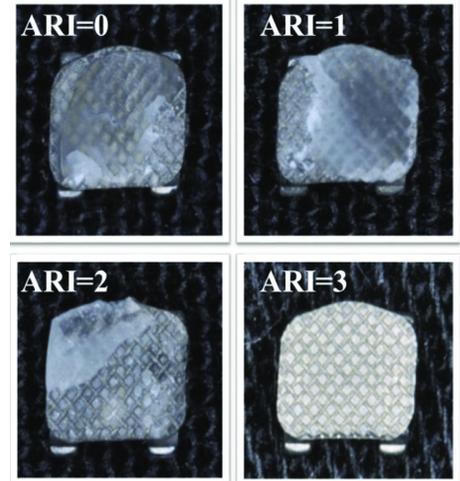
pero si en los tiempos de fotocurado donde 20 segundos es significativamente más bajo que 60 segundos (72). Diferentes estudios difieren con el material y base del bracket, Guida menciona que es más importante el método de preparación y que el tipo de bracket es irrelevante (5)(73). Mehmeti menciona que el bracket metálico provee mayor fuerza de adhesión comparado con el bracket cerámico, esto puede atribuirse al diseño de la base del bracket (74). Otros estudios contradicen lo anterior mencionando que el bracket cerámico provee mayor fuerza de adhesión debido a que permite una mayor penetración de la luz de fotocurado que el bracket metálico (74).

2.16 índice ARI

El índice de adhesivo remanente (ARI) se diseñó para determinar la resina que queda en el órgano dental después de retirar los brackets. Este se examina usando la siguiente escala: ausencia de adhesivo en el diente = 0. Menos del 50% de adhesivo en el diente =1. Más del 50% de adhesivo en el diente = 2. Todo el adhesivo en el diente con la impresión de la base del bracket =3 (75). Además, la adhesión del bracket y el diente depende de la interacción de la fase resina-diente y resina-esmalte dental. Las fuerzas de resistencia al desprendimiento clínicamente

aceptables son de 6 a 8 Mpa. Los valores por encima a 13 Mpa pueden aumentar el riesgo de daño o fractura de esmalte (76).

ARI	
Criterio	Representación
0	Ausencia de adhesivo en el órgano dental
1	Menos del 50% de adhesivo en el órgano dental
2	Más del 50% de adhesivo en el órgano dental
3	Todo el adhesivo en el diente con la impresión de la base del bracket.



2.17 Fuerza de unión

En ortodoncia las pruebas de fuerza de unión utilizan con frecuencia los pascales que es una unidad métrica de presión o tensión, (1 Pascal = 1 Newton actuando en un área de 1 m²). El Megapascal (MPa) es actual y generalmente aceptado como la unidad preferida para reportar fuerza de unión en adhesión, MPa=1 000 000 Pascales.

2.18 Medición in vitro

Previo a la medición in vitro es necesario realizar el pretratamiento o tratamiento a probar a la superficie seleccionada. Las muestras suelen almacenarse en agua destilada a 37°C durante 24 horas. Pasado ese periodo de tiempo las muestras son colocadas para recibir ciclos térmicos a una temperatura de 5 a 55°C con tiempos de permanencia de aproximadamente 30 segundos esto con la intención de simular condiciones similares a la cavidad oral. Después la muestra es colocada en una máquina universal de pruebas con su respectivo software, se coloca con el eje longitudinal del bracket perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada. La hoja de la máquina con filo de cuchillo debe hacer contacto con la muestra adherida para producir una fuerza directa a la interfase de unión bracket-superficie. La fuerza de unión se determina en modo de cizallamiento a una velocidad que puede ser 0.5 mm o 1 mm por minuto hasta que se produzca el desprendimiento.

3. JUSTIFICACIÓN

En los últimos años ha aumentado la necesidad de tratamiento ortodóntico en pacientes adultos, en este tipo de pacientes es muy común encontrar restauraciones como incrustaciones, puentes y coronas, por lo que el definir un protocolo adecuado de adhesión/preparación de la superficie en restauraciones cerámicas es de suma importancia para mejorar la resistencia al desprendimiento de los brackets. Es importante que el ortodoncista conozca los diferentes materiales que se encuentran disponibles para este tipo de adhesión, así como las diferentes técnicas de adhesión y preparación en superficies cerámicas para poder crear una buena resistencia al

desprendimiento de brackets y con ello una mayor eficacia en los tratamientos permitiendo que la aparatología soporte las diferentes fuerzas masticatorias y ortodónticas.

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo general

- Realizar una búsqueda exhaustiva de la literatura de diferentes métodos de preparación de superficies cerámicas para la adhesión de brackets.

4.2 Objetivos específicos

- Describir los diferentes métodos de preparación de la superficie cerámica para la adhesión de brackets.
- Conocer los materiales disponibles para la adhesión de brackets a superficies cerámicas.
- Comparar los diferentes métodos de preparación.
- Establecer el mejor método de preparación.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 Criterios de selección

5.1.1 Criterios de inclusión

- Estudios que analizaban la adhesión de aparatología fija de ortodoncia a superficies con cerámica.
- Artículos del año 2000 a 2022
- Artículos en inglés y español

5.1.2 Criterios de exclusión

- Estudios de adhesión de brackets a superficies sin cerámica.
- Adhesión sin objetivo ortodóntico.

5.1.3 Criterios de eliminación

- Artículos con resumen incompleto
- Artículos con mala metodología

5.2 Metodología

Para la búsqueda de literatura se utilizó la fuente de búsqueda PubMed, SciELO, researchgate, angle orthodontist y Google scholar. La búsqueda de estos estudios se concentró en publicaciones desde el año 2000 hasta 2022 con idioma en inglés y español. Se encontraron un total de 89 artículos de los cuales se seleccionaron 27 artículos. Para su selección búsqueda utilizamos palabras claves como: “bracket”, “adhesivo”, “ácido fosfórico”, “ácido fluorhídrico”, “arenado”, “láser”, “cerámica”, “ortodoncia”, “porcelana”, “adhesión” y “zirconia”. Se verificó que los títulos coincidieran con el tema de búsqueda, una vez seleccionado el estudio se leyó el resumen de los artículos para revisar que cumpliera con los objetivos a estudiar en esta investigación, ver la estructura y metodología del artículo. Por

último, se pasó a leer el artículo completo para estudiar su metodología, se revisó el tamaño de muestra y se verificaron y compararon los resultados obtenidos.

Fuentes de búsqueda	Palabras clave	Año de publicación	Idioma	Artículos encontrados	Artículos seleccionados
PubMed	Bracket	2000 a 2022	Inglés y español	89	27
SciELO	Adhesivo				
Researchgate	Ácido fosfórico				
Angle	Ácido fluorhídrico				
orthodontist	Arenado				
Google	Láser				
scholar	Cerámica				
	Ortodoncia				
	Porcelana				
	Zirconia				
	Adhesión				

6. RESULTADOS

6.1 Resultados separados por método - Superficies tratadas con arenado

Artículo	Arenado	Ácido	Silano	Adhesivo	Lámpara fotocurado	Mat. cerámico	Tipo de bracket	Tamaño de muestra	ARI				Resultados
									0	1	2	3	
(77)	25 μm de óxido de aluminio		Clearfil Ceramic Primer Plus	BrackFix Primer	Elipar DeepCure-S, 3M 1470mW/cm ²	Zirconia	Metálico	10	0	0	6	4	23.29 \pm 5.34 Mpa
	20 s 14.5 psi (lbs x in ²) 10mm distancia						Cerámico	10	0	0	3	7	20.06 \pm 4.05 MPa
(78)	50 μm de óxido de aluminio 30 psi 4 s		Reliance orthodontics 3 a 5 s	Reliance assure plus	Ortholux light a 900-1,100 mW/cm durante 20 segundos	Zirconia	Metálico	12	0	0	4	8	5.3 \pm 0.5 Mpa
				Acondicionador de porcelana			12	0	1	3	8	5.2 \pm 0.7 Mpa	
				Z prime plus			12	0	0	10	2	5.2 \pm 0.3 Mpa	
	50 μm de óxido de aluminio 30 psi 4 s	AF al 4% durante 60 s (reliance assure)	Reliance orthodontics 3 a 5 s	Reliance assure plus	Ortholux light a 900-1,100 mW/cm durante 20 segundos	Feldespática	Metálico	12	0	1	3	8	4.6 \pm 0.6 MPa
				Reliance assure			12	0	1	6	5	4.7 \pm 0.7 MPa	
							12	0	0	4	8	4.3 \pm 0.7 MPa	

				Acondicionador de porcelana										
(79)		AF al 9.5% (pulpdent) durante 2 min. Lavado y secado 15 s.	ESPE-Sil, 3M	Transbond XT, 3M Unitek	Elipar S10, 3M/Unitek durante 15 segundos	Feldespática Zirconia Cerámica híbrida	Metálico	50						8.84 Mpa 5.38 Mpa 4.07 MPa
		Óxido de aluminio con 50 µm con a 10 mm distancia 10 s 14.5 psi	ESPE-Sil, 3M	Transbond XT, 3M Unitek	Elipar S10, 3M/Unitek durante 15 segundos	Feldespática Zirconia Cerámica híbrida	Metálico	50						1.53 Mpa 0.73 Mpa 1.74 MPa
(80)	Arenado 50 µm 3 s 4mm de distancia			RelyX U200 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 segundos	Feldespática	Metálico	15	1	1	4	0	8.25 ± 3.2 MPa	
	Arenado 50 µm 3 s 4mm de distancia	AF al 9.6% 2 min lavado y secado durante 15 s		Transbond XT 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 segundos	Feldespática	Metálico	15	1	1	1	0	8.83 ± 3.3 MPa	
(81)	Arenado con 50 µm durante 5 s.	AF al 9.5% 3 min.		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s	Feldespática	Metálico	15					11.2 ± 4.7 MPa	
(82)	Arenado con 50 µm 20 s 14psi		Silano (Ivoclar)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Elipar)	Feldespática	Metálico	15					12.97 ± 1.26 MPa	

	10mm de distancia.					e-Max		15					12.62 ± 1.58 Mpa
(83)	Tallado con fresa para desglastar arenado con óxido de aluminio con 110 µm a 80 psi durante 4 s (Renfert)		Silano (Pulpdent)	Transbond XT 3M	Lampara fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Zirconia	Metálico	18					3.1 ± 0.8 MPa
(84)	Arenado con 50 µm de óxido de aluminio durante 15 segundos.		Silano durante 30 s y secado durante 60 s (Monobond Ivoclar)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (10 en mesial y 10 en distal)	e-Max	Metálico	15					14.91 ± 1.55 MPa
(38)	Arenado con 50 µm de óxido de aluminio durante 5 s (Microetcher II).	AF al 9.6% durante 120 s. (Porc-Etch Reliance)	Silano durante 60 s (Pulpdent)	Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					5.515 ± 1.191 MPa
	Arenado con 50 µm de óxido de aluminio durante 5 s. (Microetcher II).	AF al 9.6% durante 120 s. (Porc-Etch Reliance)	Silano durante 60 s. (Reliance orthodontics)	Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					6.549 ± 0.002 MPa

	Arenado con 50 µm de óxido de aluminio durante 5 s. (Microetcher II).	AF al 5% durante 120 s. (Ivoclar)	Silano durante 60 s. (Pulpdent)	Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					4.551 ± 1.937 MPa
	Arenado con 50 µm de óxido de aluminio durante 5 s. (Microetcher II).	AF al 5% durante 120 s. (Ivoclar)	Silano durante 60 s. (Reliance orthodontics)	Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					6.39 ± 0.455 MPa
(85)	Arenado con óxido de aluminio 50 µm. (Microetcher II) durante 3 segundos			Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s. (Ortholux XL 3000 3M)	Feldespática A base de leucita Disilicato de litio	Metálico	14	1 4	0	0	0	3.2 MPa 3.9 MPa 3.1 Mpa
	Arenado con óxido de aluminio 50 µm. (Microetcher II) durante 3 segundos	AF al 9.6% durante 2 min. (Pulpdent)		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s. (Ortholux XL 3000 3M)	Feldespática A base de leucita Disilicato de litio	Metálico	14	1 2	2	0	0	11.3 Mpa 14.7 MPa 8.6 MPa

	Arenado con óxido de aluminio 50 µm (Microetcher II)	AF al 9.6% durante 2 min. (Pulpdent)	Silano (3M ESPE)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s. (Ortholux XL 3000 3M)	Feldespática A base de leucita Disilicato de litio	Metálico	14	6	2	3	0	10.5 Mpa 9.9 Mpa 5.7 MPa
	Arenado con óxido de aluminio 50 µm. (Microetcher II)		Silano (3M ESPE)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s. (Ortholux XL 3000 3M)	Feldespática A base de leucita Disilicato de litio	Metálico	14	2	6	2	0	10.7 Mpa 12.3 Mpa 11.8 MPa
	Arenado con trióxido de aluminio 30 µm (Cojet-Sand 3M) durante 5 segundos		Silano (3M ESPE)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s. (Ortholux XL 3000 3M)	Feldespática A base de leucita Disilicato de litio	Metálico	14	0	3	10	0	15.2 Mpa 13.4 Mpa 13.2 MPa
(86)	Arenado con óxido de aluminio 50 µm	AF al 9.6% (Pulpdent) 2 min. Lavado y secado durante 30 s.	Silano durante 5 min. (Ormco)	Light Bond Reliance	Fotocurado 40 s. (MiniLED Satelec)	Feldespática	Metálico	10					10.45 ± 1.15 Mpa

	Arenado con óxido de aluminio 50 µm		Silano durante 5 min. (Ormco)	Light Bond Reliance		Feldespática	Metálico	10					5.46± 1.34 MPa
--	--	--	--------------------------------------	----------------------------	--	---------------------	-----------------	-----------	--	--	--	--	-----------------------

Tabla 1. Resultados de los métodos de preparación de la superficie cerámica con arenado

En un estudio realizado por Cetik S. se utilizó como método de preparación con arenado con óxido de aluminio y silano evaluando la resistencia al desprendimiento en una superficie de zirconia utilizando bracket metálico y cerámico. Dentro de la muestra con bracket metálico la mayoría obtuvo un índice ARI de criterio #2 con un resultado de 21.59 ± 4.03 Mpa. En la muestra con bracket cerámico la mayoría obtuvo un índice ARI con criterio #3 con un resultado de 17.55 ± 3.88 Mpa (77). En un estudio realizado por Mehta AS, se utilizó como método de preparación arenado con óxido de aluminio y silano comparando los resultados con y sin aplicación de ácido fluorhídrico (AF) y tres diferentes adhesivos (Reliance assure plus, acondicionador de porcelana y Z prime plus). En el grupo sin AF se utilizó una superficie de zirconia con bracket metálico, en la muestra con el adhesivo reliance assure plus se obtuvo en su mayoría un índice ARI #3 con un resultado de 5.3 ± 0.5 Mpa. En la muestra con el acondicionador de porcelana se obtuvo en su mayoría un índice ARI #3 con un resultado de 5.2 ± 0.7 Mpa. En la muestra con el adhesivo Z prime plus se obtuvo en su mayoría un índice ARI #2 con un resultado de 5.2 ± 0.3 Mpa. En el grupo donde se utilizó AF fue en una superficie de cerámica feldespática con bracket metálico, en el grupo con adhesivo reliance assure plus se obtuvo en su mayoría un índice ARI #3 con un resultado de 4.6 ± 0.6 Mpa. En el grupo con adhesivo reliance assure se obtuvo en su mayoría un índice ARI #2 con un resultado de 4.7 ± 0.7 Mpa. En el grupo con acondicionador de porcelana se obtuvo en su mayoría un índice ARI #3 con un resultado de 4.3 ± 0.7 Mpa (78). Un estudio realizado por Kurt I. se utilizó arenado con óxido de aluminio en tres diferentes superficies (feldespática, zirconia y cerámica híbrida) con bracket metálico. En el grupo con cerámica feldespática se obtuvo un resultado de 1.53 Mpa, en el grupo con zirconia se obtuvo un resultado de 0.73 Mpa y en el grupo de cerámica híbrida se obtuvo un resultado de 1.74 Mpa (79). Un estudio realizado por Topcuoglu T. se estudió el arenado con óxido de aluminio y se comparó con y sin ácido fluorhídrico y dos tipos de adhesivos (RelyX y Transbond XT) en superficie de cerámica feldespática y bracket metálico. En el grupo donde no se utilizó AF y adhesivo RelyX, el índice ARI mayor fue en el #2 con un resultado de 8.25 ± 3.2 Mpa. En el grupo con AF y adhesivo Transbond XT el índice ARI fue similar en los

critérios #0 - #3 y el resultado fue de 8.83 ± 3.3 Mpa (80). En el estudio realizado por Ajlouni R. se utilizó arenado con óxido de aluminio y ácido fluorhídrico en una superficie de cerámica feldespática y bracket metálico donde el resultado obtenido fue de 11.2 ± 4.7 Mpa (81). En el estudio realizado por Erdur EA. Se evaluó el método de preparación con arenado con óxido de aluminio más el uso de silano en distintas superficies (feldespática y e-Max) con bracket metálico. En el grupo con cerámica feldespática el resultado obtenido fue de 12.97 ± 1.26 Mpa. En el grupo con e-Max el resultado obtenido fue de 12.62 ± 1.58 Mpa (82). El estudio realizado por Mokhtarpur H. se utilizó como método de preparación el tallado con fresa para desglasar la superficie y el uso de arenado con óxido de aluminio más silano en una superficie de zirconia y bracket metálico donde el resultado fue de 3.1 ± 0.8 Mpa (83). Un estudio realizado por Alqerban A. donde se evaluó la resistencia al desprendimiento con el método de preparación de superficie con arenado con óxido de aluminio más el uso de silano en una superficie e-Max con bracket metálico, se obtuvo como resultado 14.91 ± 1.55 Mpa (84). Un estudio realizado por Trakyali G. se evaluó la resistencia al desprendimiento utilizando métodos de preparación con arenado con óxido de aluminio, AF de distintas marcas (Porc-Etch reliance e Ivoclar) y silano de distintas marcas (Pulpdent y reliance orthodontics) en superficie de cerámica feldespática y bracket metálico. Un grupo fue con AF (Porc-Etch) y silano (Pulpdent) con un resultado de 5.51 ± 1.19 Mpa. Un grupo fue con AF (Porc-Etch) y silano (Reliance orthodontics) con un resultado de 6.54 ± 0.02 Mpa. Un grupo fue con AF (Ivoclar) y silano (Pulpdent) con un resultado de 4.51 ± 1.93 Mpa. El último grupo fue con AF (Ivoclar) y silano (Reliance orthodontics) con un resultado de 6.39 ± 0.45 Mpa (38). El estudio realizado por Karan S, se utilizaron diferentes métodos de preparación con arenado con óxido de aluminio y trióxido de aluminio, en algunos grupos se agregó AF y silano. Se evaluaron 3 diferentes superficies (feldespática, a base de leucita y Disilicato de litio) con bracket metálico. En el grupo donde se utilizó solamente arenado con óxido de aluminio, en la superficie de cerámica feldespática el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 3.2 Mpa. En la superficie de cerámica a base de leucita el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 3.9 Mpa. Y en la superficie de cerámica Disilicato de litio el valor

ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 3.1 Mpa. En el grupo donde se utilizó arenado en la superficie de cerámica feldespática el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 11.3 Mpa. En la superficie de cerámica a base de leucita el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 14.7 Mpa. Y en la superficie de cerámica Disilicato de litio el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 8.6 Mpa. En el grupo donde se utilizó arenado, AF y silano en la superficie de cerámica feldespática el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 10.5 Mpa. En la superficie de cerámica a base de leucita el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 9.9 Mpa. Y en la superficie de cerámica Disilicato de litio el valor ARI más obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 5.7 Mpa. En el grupo donde se utilizó arenado y silano en la superficie de cerámica feldespática el valor ARI más obtenido fue el criterio #1 con un resultado de 10.7 Mpa. En la superficie de cerámica a base de leucita el valor ARI más obtenido fue el criterio #3 con un resultado de 12.3 Mpa. Y en la superficie de cerámica Disilicato de litio el valor ARI más obtenido fue el criterio #3 con un resultado de 11.8 Mpa. En el grupo donde se utilizó arenado con trióxido de aluminio y silano en la superficie de cerámica feldespática el valor ARI más obtenido fue el criterio #2 con un resultado de 15.2 Mpa. En la superficie de cerámica a base de leucita el valor ARI más obtenido fue el criterio #3 con un resultado de 13.4 Mpa. Y en la superficie de cerámica Disilicato de litio el valor ARI más obtenido fue el criterio #3 con un resultado de 13.2 Mpa (85). En el estudio realizado por Türkkahraman H, donde se preparo la superficie con arenado con óxido de aluminio y se comparó con y sin AF y silano en una superficie de ceramica feldespática y bracket metálico. En el grupo donde se utilizó arenado, AF y silano se obtuvo como resultado 10.45 ± 1.15 Mpa. En el grupo donde solamente se utilizó arenado y silano se obtuvo como resultado 5.46 ± 1.34 Mpa (86).

6.2 Superficies tratadas con láser

Artículo	Láser	Ácido fluorhídrico	Silano	Adhesivo	Lampara fotocurado	Mat. cerámico	Tipo de bracket	Tamaño de muestra	ARI				Resultados
									0	1	2	3	
(77)	Er: YAG con un ajuste de 2940 nm, 50µs (SSP), 2 W, 10 Hz, 200 mJ. Durante 10 segundos		Clearfil Ceramic Primer Plus	BrackFix Primer	Elipar DeepCure -S, 3M 1470mW/cm2	Zirconia	Metálico	10	0	0	8	2	21.59 ± 4.03 Mpa
							Cerámico	10	0	1	3	6	17.55 ± 3.88 MPa
(80)	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SP (300 µs) durante 10 segundos			RelyX U200 3M	LED, Demi Kerr durante 20 s.	Feldespática	Metálico	15					Fallaron todas las muestras
	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SP (300 µs) durante 10 segundos			Transbond XT 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 s.	Feldespática	Metálico	15					Fallaron todas las muestras
	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SP (50 µs) durante 10 segundos			Transbond XT 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 s.	Feldespática	Metálico	15					Fallaron todas las muestras
	Láser Er:YAG 3 W,			RelyX U200 3M	LED, Demi Kerr	Feldespática	Metálico	15					Fallaron todas las muestras

	20 Hz, 150 mJ, modo SP (50 μ s) durante 10 segundos				Durante 20 s.									
	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SP (300 μ s) durante 10 s previamente e arenado (50 μ m durante 3 s a 4mm de distancia)			RelyX U200 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 s.	Feldespática	Metálico	15						Fallaron todas las muestras
	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SP (300 μ s) durante 10 s previamente e arenado (50 μ m durante 3 s a 4mm de distancia)			Transbond XT 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 s	Feldespática	Metálico	15	6	9	0	0	3.48 \pm 1.7 Mpa	
	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SSP (50 μ s) durante 10 s previamente e arenado (50 μ m			Transbond XT 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 s	Feldespática	Metálico		4	10	1	0	1.56 \pm 0.86 Mpa	

	durante 3 s a 4mm de distancia)													
	Láser Er:YAG 3 W, 20 Hz, 150 mJ, modo SSP (50 μs) durante 10 s previamente e arenado (50 μm durante 3 s a 4mm de distancia)			RelyX U200 3M	LED, Demi Kerr Durante 20 s	Feldespática	Metálico		10	5	0	0		3.11 ± 0.93 Mpa
(82)	Láser Nd:YAG 1064nm a 100 mJ con una frecuencia de 20 Hertz y 2W durante 2 s a una distancia de 1mm		Silano (Ivoclar)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Elipar)	Feldespática e-Max	Metálico	15						5.67 ± 1.03 MPa 5.05 ± 0.98 MPa
	Láser Er:YAG a 2940nm a 80 mJ y una frecuencia de 20 Hertz, 1.6 W durante 20 s a 1mm de distancia.		Silano (Ivoclar)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Elipar)	Feldespática e-Max	Metálico	15						5.12 ± 1.27 MPa 5.74 ± 1.1 MPa

	Ti: sapphire 800nm y 0.45 W.		Silano (Ivoclar)	Transbond XT 3M	durante 20 s (Elipar)	Feldespática	Metálico	15					16.59 ± 1.4 MPa
						e-Max		15					16.92 ± 1.31 MPa
(83)	Tallado con fresa de diamante para desglasar la superficie y uso de láser Nd:YAG a 1.5W, energía de 150 mJ, frecuencia de 10 Hertz y duración de 100 µs.		Silano (Pulpdent)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Zirconia	Metálico	18					6 ± 0.6 MPa
(87)	Láser Nd:YAG con una configuración de 1064nm, duración de 100 µs y 20 Hertz.		Silano durante 60 s (Pulpdent)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Disilicato de litio	Metálico	12	12	0	0	0	1.26 (0.83–1.67) MPa
	Láser CO2 con configuración de 10,600 nm a 200 Hertz, 5W.		Silano durante 60 s (Pulpdent)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Disilicato de litio	Metálico	12	12	0	0	0	0.99 (0.70–2.10) MPa
(84)	Láser Er,Cr:YSGG a 4.5 W,		Silano durante 30s y	Transbond XT 3m	Fotocurado durante	e-Max	Metálico	15					17.09 ± 1.114 MPa

	frecuencia de 30 Hertz		secado durante 60s (Monobond Ivoclar)		20 s (10 mesial y 10 distal)								
(31)	Láser Er:YAG de 250 mJ, 30 Hertz.			Transbond XT 3M		e-Max	Metálico	18	8	0	0	0	3.14 ± 1.31 MPa
	Láser Er:YAG de 300 mJ, 30 Hertz.					e-Max		18	7	1	0	0	3.33 ± 1.18 MPa
	Láser Er:YAG de 250 mJ, 30 Hertz.	Grabado con AF al 9% (Pulpdent) durante 2 min				e-Max		18	7	1	0	0	6.89 ± 2.67 MPa
	Láser Er:YAG de 300 mJ, 20 Hertz.	Grabado con AF al 9% (Pulpdent) durante 2 min.				e-Max		18	7	0	1	0	7.18 ± 2.73 MPa
(88)	Láser Er:Cr:YSGG 3W, 10 Hertz y 200 mJ en modo H con 80% agua y 60% aire con punta MZ8	AF al 9% durante 2 min (Ultradent) Lavado y secado 15s.		Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	12	2	7	1	1	27.81 ± 7.66 MPa

	Láser Er:YAG con 3W de poder, frecuencia de 10 Hertz, 300 mJ en modo VSP	AF al 9% durante 2 min (Ultradent) Lavado y secado 15s.				Feldespática		12	7	3	1	1	23.08 ± 9.55 MPa
	Láser Er:Cr:YSGG 3W, 10 Hertz y 300 mJ en modo H con 80% agua y 60% aire con punta MZ8					Feldespática		12	10	1	0	0	14.11 ± 9.35 MPa
	Láser Er:YAG con 3W de poder, frecuencia de 10 Hertz, 300 mJ en modo VSP.					Feldespática		12	10	0	1	1	6.30 ± 3.09 MPa
(89)	Láser Nd:YAG 0.8-W durante 10 s			Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					6.9 ± 2.7 MPa
	Láser Er:YAG 2-W durante 10 s					Feldespática		20					2.3 ± 1.1 MPa
	Láser Er:YAG 3-W durante 10 s					Feldespática		20					3.7 ± 2.3 MPa
(90)	Láser Er:YAG 1.6		Silanos	Resiliencia Ortho	Fotocurado 10s en mesial y	Metal-porcelana	Metálico	25					7.8 ± 1.27 MPa

	W a 20 Hertz durante 20 s		(Pulpd ent)		10 en distal con 700 mW (Faraz Dentine)								
	Láser Er:YAG 2 W a 20 Hertz durante 20 segundos		Silano durante 5 s (Pulpd ent)	Resiliencia Ortho	Fotocurado 10 s en mesial y 10 en distal con 700 mW (Faraz Dentine)	Metal-porcelana	Metálico	25					7.52 ± 1.09 MPa
	Láser Er:YAG 3.2 W a 20 Hertz durante 20 segundos		Silano durante 5s (Pulpd ent)	Resiliencia Ortho	Fotocurado 10 s en mesial y 10 en distal con 700 mW (Faraz Dentine)	Metal-porcelana	Metálico	25					7.56 ± 1.27 Mpa
(91)	Láser Nd:YAG 0.75-W con 1064 nm, 300 μm, frecuencia de 10 Hz y duración de 100 μs		Silano (Bond Enhancer)	Transbond XT 3M	Fotocurado 40 s (Mectron pro)	Feldespática	Metálico	12					2.2 ± 0.9 MPa
	Láser Nd:YAG 1-W con 1064 nm, 300 μm, frecuencia de 10 Hz y duración de 100 μs					Feldespática		12					4.2 ± 1.1 MPa

Láser Nd:YAG 1.25-W con 1064 nm, 300 μm, frecuencia de 10 Hz y duración de 100 μs		Silano (Bond Enhancer)	Transbond XT 3M	Fotocurado 40 s (Mectron pro)	Feldespática	Metálico	12					4.9 ± 2.4 MPa
Láser Nd:YAG 1.5-W con 1064 nm, 300 μm, frecuencia de 10 Hz y duración de 100 μs		Silano (Bond Enhancer)	Transbond XT 3M	Fotocurado 40 s (Mectron pro)	Feldespática	Metálico	12					7 ± 1.7 MPa
Láser Nd:YAG 2-W con 1064 nm, 300 μm, frecuencia de 10 Hz y duración de 100 μs		Silano (Bond Enhancer)	Transbond XT 3M	Fotocurado 40 s (Mectron pro)	Feldespática	Metálico	12					9.6 ± 2.7 MPa

Tabla 2. Resultados de los métodos de preparación de la superficie cerámica con láser

Un estudio realizado por Cetik S. se utilizó como método de preparación el láser Er:YAG y silano en una superficie de zirconia con diferentes materiales de bracket (metálico y cerámico) en el grupo donde se estudió con bracket metálico el resultado ARI mayormente obtenido fue el criterio #2 con un resultado de 21.59 ± 4.03 Mpa. En el grupo donde se utilizó bracket cerámico el grupo ARI mayormente obtenido fue en el criterio #3 con un resultado de 17.55 ± 3.88 Mpa (77). El estudio realizado por Topcuoglu T, se utilizó como método de preparación el láser Er:YAG con diferentes ajustes y diferentes adhesivos (RelyX y Transbond XT) en superficie de cerámica feldespática y bracket metálico. En el grupo 1 al 5 se utilizaron diferentes configuraciones de láser más adhesivo RelyX o Transbond XT donde fallaron todas las muestras. En el grupo 6 donde se utilizó adhesivo Transbond XT el índice ARI mayormente obtenido fue con el criterio #1 con un resultado de 3.48 ± 1.7 Mpa. En el grupo 7 donde se utilizó adhesivo Transbond XT con un índice ARI donde el mayor criterio fue el #1 con un resultado de 1.56 ± 0.86 Mpa. El último grupo se utilizó adhesivo RelyX donde el índice ARI mayormente obtenido fue con el criterio #0 con un resultado de 3.11 ± 0.93 Mpa (80). En un estudio realizado por Erdur EA donde se utilizó como método de preparación el láser Nd:YAG y láser Er:YAG y láser Ti; sapphire y se utilizó silano en todos los grupos en distintas superficies cerámicas (feldespática y e-Max con bracket metálico). En el grupo donde se utilizó láser Nd:YAG en la superficie de cerámica feldespática se obtuvo como resultado 5.67 ± 1.03 Mpa.

En el grupo donde se utilizó láser Nd:YAG en superficie e-Max se obtuvo como resultado 5.05 ± 0.98 Mpa. En el grupo donde se utilizó láser Er:YAG en superficie de cerámica feldespática se obtuvo como resultado 5.12 ± 1.27 Mpa. Y en el grupo donde se utilizó láser Er:YAG en superficie e-Max se obtuvo como resultado 5.74 ± 1.1 Mpa y en el grupo donde se utilizó láser Ti; sapphire en superficie feldespática se obtuvo como resultado 16.59 ± 1.4 Mpa y en el grupo donde se utilizó láser Ti; sapphire en superficie e-Max se obtuvo como resultado 16.92 ± 1.31 Mpa (82). En el estudio realizado por Mokhtarpur H se utilizó como método de preparación el tallar la superficie más el uso de láser Nd:YAG más el uso de silano en superficie de

zirconia y bracket metálico. Se obtuvo como resultado 6 ± 0.6 Mpa (83). En un estudio realizado por Alavi S. donde se utilizaron diferentes láseres como Nd:YAG y CO2 más silano en superficie de Disilicato de litio y bracket metálico. En el grupo con láser Nd:YAG se evaluó el índice ARI donde el criterio mayormente obtenido fue con el criterio #0 con un resultado de $1.26 (0.83-1.67)$ Mpa. En el grupo donde se utilizó láser CO2 se evaluó el índice ARI donde el criterio mayormente obtenido fue con el criterio #0 con un resultado de $0.99 (0.70-2.10)$ Mpa (87). Un estudio realizado por Alqerban A, se utilizó láser Er,Cr:YSGG más silano en una superficie e-Max y bracket metálico se obtuvo como resultado 17.09 ± 1.114 Mpa (84). Un estudio realizado por Xu Z donde se utilizaron diferentes configuraciones de láser Er:YAG y se compararon con o sin AF en superficies e-Max en bracket metálico. En el grupo donde solamente se utilizó láser se evaluó el índice ARI donde el valor mayormente obtenido fue de criterio #0 con un resultado de 3.14 ± 1.31 Mpa. En el grupo donde solamente se utilizó láser, pero con configuraciones más elevadas que el anterior se evaluó el índice ARI donde el valor mayormente obtenido fue de criterio #0 con un resultado de 3.33 ± 1.31 Mpa. En el grupo donde se utilizó láser más AF se evaluó el índice ARI donde el valor mayormente obtenido fue de criterio #0 con un resultado de 6.89 ± 2.67 Mpa. Y en el grupo donde se utilizó láser con ajustes más elevados al anterior más AF se evaluó el índice ARI donde el valor mayormente obtenido fue de criterio #0 con un resultado de 7.18 ± 2.73 Mpa (31). El estudio realizado por Mirhashemi A se analizaron diferentes métodos de preparación con diferentes tipos de láser (Er:YAG y Er,Cr:YSGG) y con o sin AF en superficie de cerámica feldespática y bracket metálico.

En el grupo donde se utilizó láser Er,Cr:YSGG y AF el índice ARI mayormente obtenido fue el criterio #1 con un resultado de 27.81 ± 7.66 Mpa. En el grupo donde se utilizó láser Er:YAG y AF el índice ARI mayormente obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 23.08 ± 9.55 Mpa. En el grupo donde solamente se utilizó láser Er,Cr:YSGG el índice ARI mayormente obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 14.11 ± 9.35 Mpa. En el grupo donde se utilizó láser Er:YAG el índice ARI mayormente obtenido fue el criterio #0 con un resultado de 6.30 ± 3.09 Mpa (88). El

estudio realizado por Poosti M. se utilizaron diferentes métodos de preparación como láser Nd:YAG o Láser Er:YAG con diferentes configuraciones en cerámica feldespática y bracket metálico. En el grupo donde se utilizó láser Nd:YAG se obtuvo como resultado 6.9 ± 2.7 Mpa. En el grupo donde se utilizó láser Er:YAG se obtuvo como resultado 2.3 ± 1.1 Mpa. En el grupo donde se utilizó láser Er:YAG con diferente configuración al grupo anterior se obtuvo como resultado 3.7 ± 2.3 Mpa (89). El estudio realizado por Yassaei S. se utilizó láser Er:YAG con diferentes configuraciones como método de preparación más silano en una superficie de metal porcelana y bracket metálico. El grupo donde se utilizó láser Er:YAG 1.6W se obtuvo como resultado 7.8 ± 1.27 Mpa. . El grupo donde se utilizó láser Er:YAG 2W se obtuvo como resultado 7.52 ± 1.09 Mpa. . El grupo donde se utilizó láser Er:YAG 3.2W se obtuvo como resultado 7.56 ± 1.27 Mpa (90). El estudio realizado por Hosseini MH. Se utilizó láser Nd:YAG con diferentes configuraciones y silano en una superficie de cerámica feldespática con bracket metálico. El grupo donde se utilizó láser Nd:YAG 0.75W con silano se obtuvo como resultado 2.2 ± 0.9 Mpa. El grupo donde se utilizó láser Nd:YAG 1W sin silano se obtuvo como resultado 4.2 ± 1.1 Mpa. El grupo donde se utilizó láser Nd:YAG 1.25W con silano se obtuvo como resultado 4.9 ± 2.4 Mpa. El grupo donde se utilizó láser Nd:YAG 1.5W con silano se obtuvo como resultado 7 ± 1.7 Mpa. El grupo donde se utilizó láser Nd:YAG 2W con silano se obtuvo como resultado 9.6 ± 2.7 Mpa (91).

6.3 Superficies tratadas con ácido

Artículo	Tipo de ácido	Silano	Adhesivo	Lampara fotocurado	Mat. cerámico	Tipo de bracket	Tamaño de muestra	ARI				Resultados
								0	1	2	3	
(82)	AF al 5% (Ivoclar) durante 20 segundos, lavado y secado 20 segundos.	Silano (Ivoclar)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Elipar)	Feldespática	Metálico	15					11.54 ± 1.32 Mpa
					e-Max		15				11.28 ± 1.26 Mpa	
(83)	Tallado con fresa diamante para desglasar superficie Grabado AF al 9.6% durante 3 minutos, lavado y secado 15s (Pulpdent)	Silano (Pulpdent)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Zirconia	Metálico	18					6.2 ± 0.9 MPa
(87)	AF al 9.6% durante 2 min, lavado y secado durante 15 segundos. (Pulpdent)	Silano durante 60 segundos (Pulpdent)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Disilicato de litio	Metálico	12	3	2	1	3	6.48 (1.56–15.18) MPa

(84)		Silano (Monobond plus Ivoclar) durante 30 s y secado durante 60 s	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (10 s en mesial y 10 s en distal)	e-Max	Metálico	15		5.21 ± 0.23 MPa
	AF al 9.5% durante 60 segundos y lavado y secado 20 s (Ivoclar vivadent)	Silano (Monobond plus Ivoclar) durante 30 segundos y secado durante 60 segundos	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (10 s en mesial y 10 s en distal)	e-Max	Metálico	15		17.85 ± 1.25 MPa
(88)	AF al 9% durante 2 min. (Ultradent) Lavado y secado 15 segundos.		Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	12	1 4 3 3	32.58 ± 9.21 MPa
(90)	AF al 9.6% (Condac Porcelana) durante 2 min., lavado y secado 10 s.	Silano (Pulpdent) durante 5 segundos.	Resilience Ortho	Fotocurado durante 10 segundos en mesial y 10 en distal (Faraz Dentine) 700 mW	Metal-porcelana	Metálico	25		7.4 ± 1.27 MPa
(92)	AF al 9.5% durante 2 minutos (Ultradent)	Silano 3M	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 10 s 500 mW	Feldespática	Metálico	14		3.91 ± 0.20 Mpa

	AF al 9.5% durante 2 minutos (Ultradent)		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 10 s 500 mW	Feldespática	Metálico	14						2.70 ± 0.46 Mpa
	Ácido fosfórico al 35% (3M)	Silano 3M	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 10 s 500 mW	Feldespática	Metálico	14						3.90 ± 0.89 Mpa
(93)	Ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos	Silano 3M	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Feldespática	Metálico	20	3	7	2	8		7.9 MPa
	AF al 9.6% durante 60 segundos	Silano 3M	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Feldespática	Metálico	20	4	2	5	9		9.7 MPa
	Ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos	Silano 3M	Fuji Ortho L.C.	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Feldespática	Metálico	20	9	6	0	5		1.8 MPa
	AF al 9.6% durante 60 segundos	Silano 3M	Fuji Ortho L.C.	Fotocurado durante 20 s (Ortholux 3M)	Feldespática	Metálico	20	11	9	0	0		6.3 MPa
(94)	AF al 10% durante 2 minutos (3M)		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 10 s en mesial y 10 en distal (Woodpecker) 850-1000 mW	Feldespática	Metálico	10	4	2	1	3		10.03 ± 4.41 MPa
	AF al 10% durante 2 minutos (3M)	Silano (Angelus)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 10 s en mesial y 10 en distal (Woodpecker)	Feldespática	Metálico	10	1	1	0	8		15.62 ± 3.52 Mpa

				er) 850-1000 mW								
	AF al 10% durante 2 minutos (3M)	Silano (Angelus)	G-Premio bond	Fotocurado durante 10 s en mesial y 10 en distal (Woodpecker) 850-1000 mW	Feldespática	Metálico	10	1	2	1	6	17.06 ± 2.58 Mpa
	AF al 10% durante 2 minutos (3M)		Adhesivo universal	Fotocurado durante 10 s en mesial y 10 en distal (Woodpecker) 850-1000 mW	Feldespática	Metálico	10	3	6	0	1	9.85 ± 4.76 MPa
(81)	Ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos.		Transbond XT 3M	20 s	Feldespática	Metálico	15					4.4 ± 2.7 MPa
	Ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos.		Adhesivo autograbable (Clearfil SE Bond)	20 s	Feldespática	Metálico	15					10.3 ± 5.3 MPa
(31)	AF al 9% (Pulpdent) durante 2 minutos.		Transbond XT 3M		e-Max	Metálico	18	7	0	1	0	5.28 ± 1.39 MPa
(86)	AF al 9.6% (Pulpdent) durante 2 minutos. Lavado y secado	Silano durante 5 minutos (Ormco)	Light Bond Reliance ORthodontic	Fotocurado durante 40 s (MiniLED Satelec)	Feldespática	Metálico						11.38 ± 1.65 MPa

	durante 30 segundos.								
(95)	Ácido fosfórico al 37% (Ormco) durante 120 s		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Zirconia	Metálico	24		10.85 ± 5.84 MPa 8.52 ± 4.72 MPa
	Ácido fosfórico al 37% (Ormco) durante 120 s		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Disilicato de litio	Metálico	24		10.20 ± 3.29 MPa 12.22 ± 6.47 MPa
	AF al 5% (Vivadent) durante 120 s		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Zirconia	Metálico	24		11.84 ± 7.30 MPa 8.99 ± 5.36 MPa
	AF al 5% (Vivadent) durante 120 s		Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Ivoclar)	Disilicato de litio	Metálico	24		11.95 ± 5.96 MPa 10.31 ± 5.67 MPa
(91)	AF al 9.6% durante 4 minutos. Lavado y secado durante 30 segundos. (Ultradent)	Silano (Bond Enhancer)	Transbond XT 3M	Fotocurado durante 40 s (Mectron pro)	Feldespática	Metálico	12		9.4 ± 2.5 MPa

Tabla 3. Resultados de los métodos de preparación de la superficie cerámica con diferentes ácidos.

En un estudio realizado por Erdur se utilizó como método de preparación grabado con AF al 5% durante 20 segundos y silano, se utilizó adhesivo Transbond XT 3M con un tiempo de fotocurado de 20 segundos. La prueba se hizo utilizando brackets metálicos en dos diferentes superficies, cerámica feldespática y e-max. En la prueba de resistencia al desprendimiento con cerámica feldespática se obtuvo como resultado 11.54 ± 1.32 Mpa, mientras que en la prueba en superficie e-max se obtuvo un resultado de 11.28 ± 1.26 Mpa (82). En una investigación realizada por Mokhtarpur H se utilizó como método de preparación tallado con fresa de diamante para desglasar la superficie seguido por grabado con AF al 9.6% durante 3 minutos y silano. Se utilizó adhesivo Transbond XT 3M con un tiempo de fotocurado de 40 segundos. La prueba se hizo utilizando brackets metálicos en superficies de zircona en donde al hacer la prueba al desprendimiento se obtuvo un resultado de 6.2 ± 0.9 Mpa (83). Alavi S realizó un estudio en el que utilizó como método de preparación AF al 9.6% durante 2 minutos y silano, con adhesivo Transbond XT 3M con un tiempo de fotocurado de 20 segundos. La prueba se realizó en superficie de Disilicato de litio utilizando brackets metálicos, al realizar la prueba al desprendimiento se obtuvo un resultado promedio de 6.48 Mpa donde el resultado más bajo fue de 1.56 Mpa y el más alto de 15.18 Mpa (87). Algerban A realizó un estudio en el que utilizó como método de preparación silano comparando los resultados con y sin uso de AF. En ambos grupos se utilizó adhesivo Transbond XT 3M con tiempo de fotocurado de 20 segundos, la prueba se hizo en superficies e-Max con brackets metálicos. En el primer grupo sin AF al hacer la prueba de resistencia al desprendimiento se obtuvo un resultado de 5.21 ± 0.23 Mpa, mientras que en el segundo grupo se utilizó AF al 9.5% durante 20 segundos en donde se obtuvo un resultado de 17.85 ± 1.25 Mpa (84). En un estudio realizado por Mirhashemi A. utilizó como método de preparación AF al 9% durante 2 minutos en superficies de cerámica feldespática. Para esta investigación se utilizaron brackets metálicos, donde al hacer la prueba al desprendimiento se obtuvo un resultado de 32.58 ± 9.21 Mpa (88). En otro estudio realizado por Yassaei S se utilizó como método de preparación AF al 9.6% durante 2 minutos y silano en superficies de metal porcelana con brackets metálicos.

Para este estudio utilizaron adhesivo Resilience ortho y fotocurado durante 20 segundos. Al hacer la prueba al desprendimiento se obtuvo un resultado de 7.4 ± 1.27 Mpa (90). Ahmad Akhoundi M realizó una investigación en la que comparó tres grupos, en el primero utilizó como método de preparación silano con AF al 9.5% durante 2 minutos, en el segundo grupo se utilizó AF al 9.5% durante 2 minutos sin silano y en el tercer grupo se utilizó ácido fosfórico al 35% con silano. En los tres grupos se utilizó adhesivo Transbond XT 3M y fotocurado durante 10 segundos sobre superficie de cerámica feldespática y con brackets metálicos. Al hacer la prueba al desprendimiento en el grupo con AF y silano se obtuvo un resultado de 3.91 ± 0.20 Mpa, en el grupo con AF sin silano se obtuvo un resultado de 2.70 ± 0.46 Mpa y en el grupo de ácido fosfórico y silano se obtuvo 3.90 ± 0.89 Mpa (92). En un estudio realizado por Larmour CJ comparó cuatro métodos de preparación, en el grupo 1 se utilizó ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos con silano y adhesivo Transbond XT 3M, en el grupo 2 se utilizó AF al 9.6% durante 60 segundos con silano y adhesivo Transbond XT 3M, en el grupo 3 se utilizó ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos con silano y adhesivo Fuji ortho y en el grupo 4 se utilizó AF al 9.6% durante 60 segundos con silano y adhesivo Fuji ortho. En los cuatro grupos se utilizó fotocurado durante 20 segundos sobre cerámica feldespática con brackets metálicos. Al hacer la prueba al desprendimiento el grupo 1 obtuvo como resultado 7.9 Mpa, el grupo 2 obtuvo 9.7 Mpa, en el grupo 3 se obtuvo como resultado 1.8 Mpa y en el grupo 4 se obtuvo un resultado de 6.3 Mpa (93). En un estudio realizado por Golshah A se compararon cuatro diferentes métodos de preparación. En el grupo 1 se utilizó AF al 10% sin silano con adhesivo Transbond XT 3M, en el grupo 2 se utilizó AF al 10% con silano y adhesivo Transbond XT 3M, en el grupo 3 se utilizó AF al 10% con silano y adhesivo G-Premio bond y en el grupo 3 se utilizó AF al 10% sin silano y con adhesivo universal. En los cuatro grupos se colocó AF durante dos minutos y fotocurado durante 20 segundos, las pruebas se realizaron sobre cerámica feldespática y con brackets metálicos. Al realizar la prueba al desprendimiento en el grupo 1 la mayoría obtuvo criterio 0 del índice ARI con un resultado de 10.03 ± 4.41 Mpa, en el grupo 2 la mayoría obtuvo criterio 3 con un resultado de 15.62 ± 3.52 Mpa, en el grupo 3 la mayoría obtuvo criterio 3 con un

resultado de 17.06 ± 2.58 Mpa y en el grupo 4 la mayoría obtuvo un criterio de 1 con un resultado de 9.85 ± 4.76 Mpa (94). En una investigación realizada por Ajlouni R se utilizó como método de preparación ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos comparando el adhesivo Transbond XT 3M y el adhesivo autograbable Clearfil SE Bond. En los dos grupos se utilizó fotocurado durante 20 segundos, la prueba se realizó sobre superficies de cerámica feldespática y brackets metálicos. En el grupo donde se utilizó adhesivo Transbond XT se obtuvo un resultado de 4.4 ± 2.7 Mpa, mientras que en el grupo con adhesivo Clearfil SE Bond se obtuvo 10.3 ± 5.3 Mpa (81). En un estudio realizado por Xu Z se utilizó como método de preparación AF al 9% durante dos minutos con adhesivo Transbond XT 3M. La prueba se realizó sobre superficies e-Max con brackets metálicos. Al realizar la prueba al desprendimiento la mayoría obtuvo de acuerdo con el índice ARI criterio 0 con un resultado de 5.28 ± 1.39 Mpa (31). Türkkahraman H. realizó un estudio en el que utilizó como método de preparación AF al 9.6% durante 2 minutos y silano sobre superficie de cerámica feldespática con brackets metálicos. Para esta prueba se usó adhesivo Reliance orthodontic con un tiempo de fotocurado de 40 segundos. Al hacer la prueba al desprendimiento de brackets se obtuvo un resultado de 11.38 ± 1.65 Mpa (86). Mehmeti B. en su estudio comparó el uso de ácido fosfórico y ácido fluorhídrico en superficies de zirconia y Disilicato de litio, colocando brackets metálicos y cerámicos dividiéndolos en cuatro grupos. En el grupo 1 el método de preparación se realizó con ácido fosfórico al 37% en superficie de zirconia, en el grupo dos se utilizó ácido fosfórico al 37% en superficie de Disilicato de litio, en el grupo 3 se utilizó AF al 5% en superficie de zirconia y en el grupo 4 se realizó con AF al 5% en superficie de Disilicato de litio. En los cuatro grupos se utilizó el ácido durante dos minutos con adhesivo Transbond XT 3M con fotocurado durante 40 segundos. Al hacer la prueba al desprendimiento en el grupo 1 con brackets metálicos se obtuvo un resultado de 10.85 ± 5.84 Mpa, mientras que con brackets cerámicos 8.52 ± 4.72 Mpa. En el grupo 2 con brackets metálicos se obtuvo un resultado de 10.20 ± 3.29 Mpa y con brackets cerámicos 12.22 ± 6.47 Mpa. En el grupo 3 con brackets metálicos se obtuvo 11.84 ± 7.30 Mpa mientras que en la prueba con brackets cerámicos 8.99 ± 5.36 Mpa. En el grupo 4 al hacer la prueba se tuvo un resultado de 11.95 ± 5.96

Mpa, y con brackets cerámicos 10.31 ± 5.67 Mpa (95). En un estudio realizado por Hosseini MH se utilizó como método de preparación AF al 9.6% durante 4 minutos y silano en superficie de cerámica feldespática con brackets metálicos. En este estudio se utilizó adhesivo Transbond XT 3M y fotocurado durante 40 segundos. Como resultado a la prueba de desprendimiento se obtuvo 9.4 ± 2.5 Mpa (91).

6.4 superficies tratadas con fresa

Artículo	Fresa	Ácido	Silano	Adhesivo	Lámpara fotocurado	Mat. cerámico	Tipo de bracket	Tamaño de muestra	ARI				Resultados
									0	1	2	3	
80	Fresa de diamante cilíndrica punta ultrafina a 40,000 rpm 10 s		ESPE-Sil, 3M	Transbond XT, 3M Unitek	Elipar S10, 3M/Unitek durante 15 segundos	Feldespática	Metálico	50					2.24 Mpa
						Zirconia							1.65 Mpa
						Cerámica híbrida							1.36 MPa
74	Tallado con fresa de carburo (Fressima)			Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					3.3 ± 1.6 MPa
	Tallado con fresa de carburo (Fressima)	AF al 9.6% durante 4 minutos, lavado y secado durante 15 segundos.		Transbond XT 3M		Feldespática	Metálico	20					7.0 ± 2.1 MPa

Tabla 4. Resultados de los métodos de preparación de la superficie cerámica fresas dentales.

En el estudio realizado por Kurt I. se utilizó tallado con fresa de diamante más silano como método de preparaciones para diferentes superficies cerámicas (feldespática, zirconia y cerámica híbrida) y bracket metálico. El grupo donde se utilizó cerámica feldespática se obtuvo como resultado 2.24 Mpa. El grupo donde se utilizó zirconia se obtuvo como resultado 1.65 Mpa. El grupo donde se utilizó cerámica híbrida se obtuvo como resultado 1.36 Mpa (79). En el estudio realizado por Poosti M. se utilizó como método de preparación tallado con fresa de carburo y se comparó con y sin ácido fluorhídrico en superficie de cerámica feldespática y bracket metálico. El grupo donde se utilizó tallado de fresa sin ácido fluorhídrico se obtuvo como resultado 3.3 ± 1.6 Mpa. Y en el grupo donde se utilizó AF se obtuvo como resultado 7.0 ± 2.1 Mpa (89).

6.5 Imágenes microscópicas de las diferentes superficies tratadas

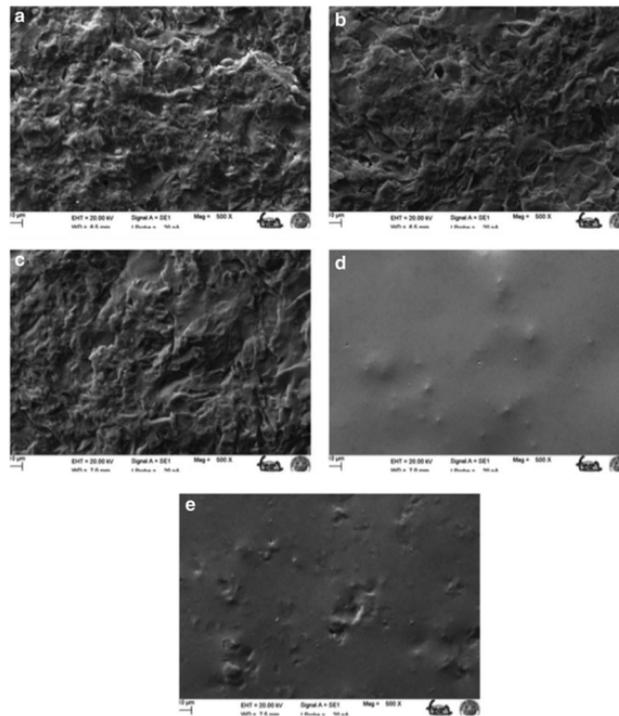


Fig. 1. Microscópico electrónico de barrido (ampliación x500). a) Arenado. b) arenado + Er:YAG en modo short pulse (SP). c) arenado + Er:YAG en modo super short pulse (SSP). d) Er:YAG en modo SP. e) Láser Er:YAG en modo SSP (73).

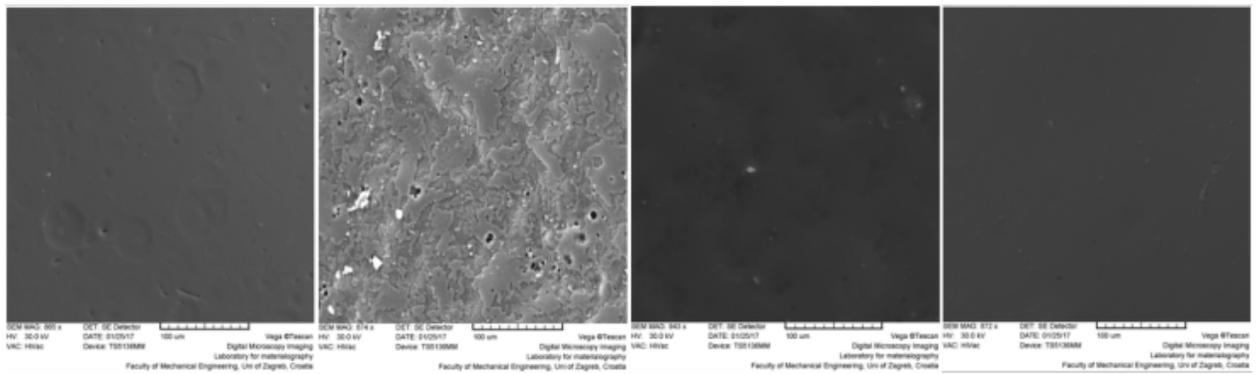


Fig.2. Microscópico electrónico de barrido. Superficies de izquierda a derecha: a) zirconia grabada con ácido fluorhídrico, b) disilicato de litio grabada con ácido fluorhídrico, c) zirconia grabada con ácido fosfórico y d) disilicato de litio grabado con ácido fosfórico (66).

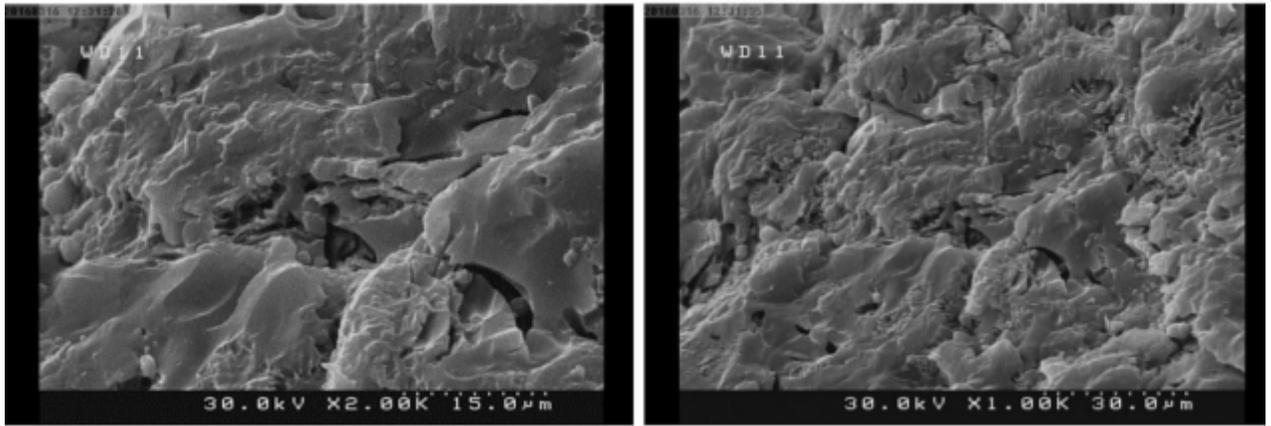


Fig. 3. Microscópico electrónico de barrido superficie grabada con ácido fluorhídrico (72).

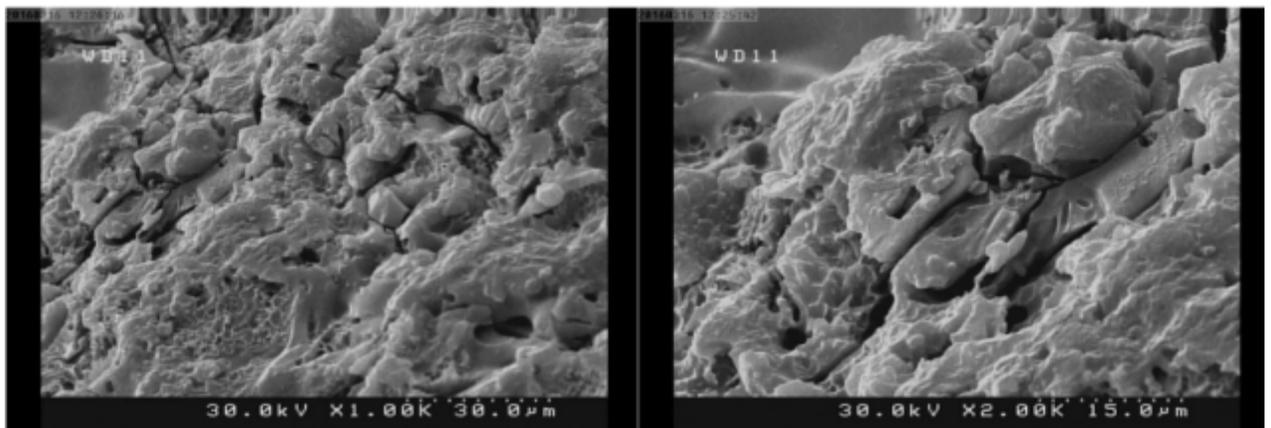


Fig. 4. Microscópico electrónico de barrido, superficie grabada con ácido fluorhídrico seguido de láser Er:CrYSGG (72).

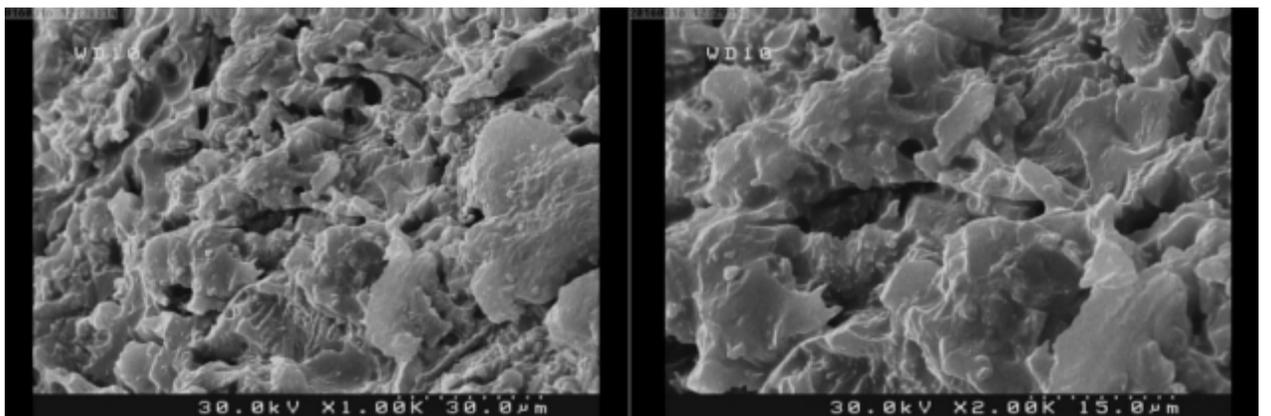


Fig. 5. Microscópico electrónico de barrido, superficie grabada con ácido fluorhídrico seguido de láser Er:YAG (72).

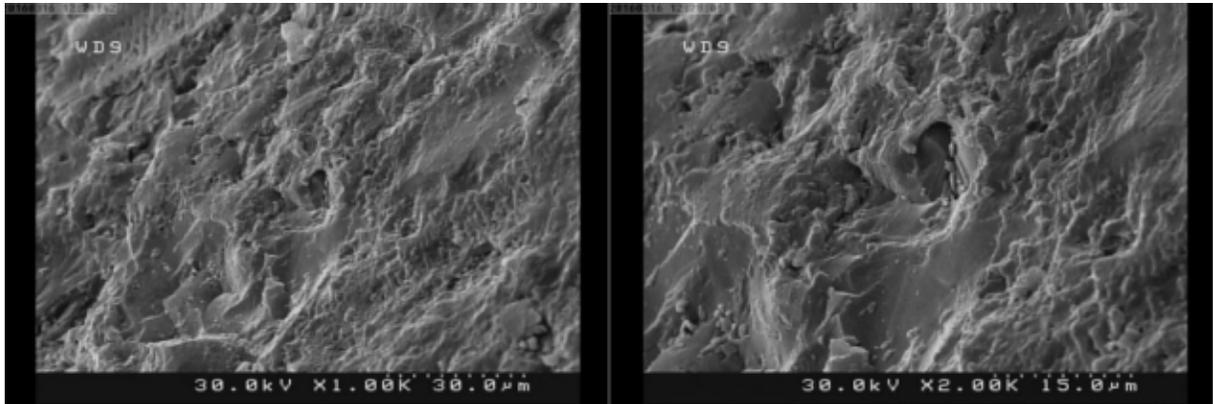


Fig. 6 Microscópico electrónico de barrido, superficie grabada láser Er:Cr:YSGG (72).

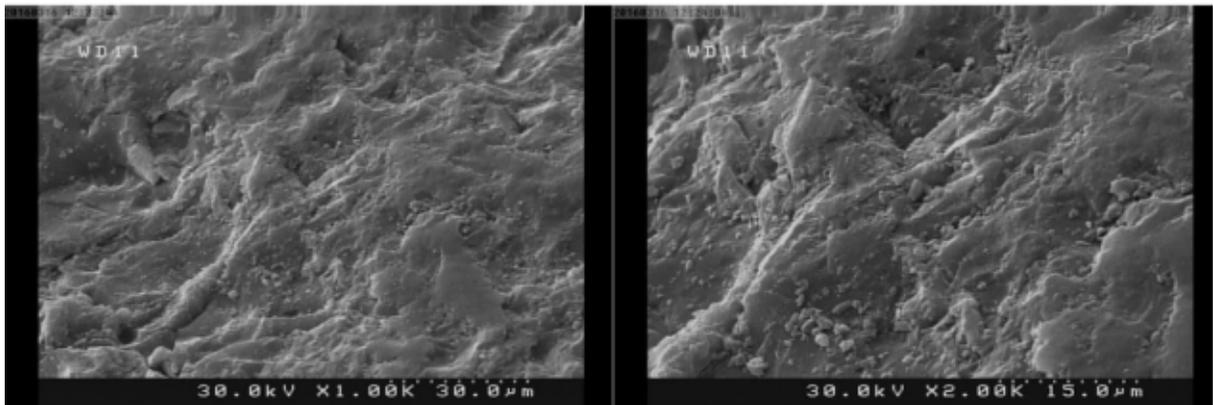


Fig. 7 Microscópico electrónico de barrido, superficie grabada láser Er:YAG (72).

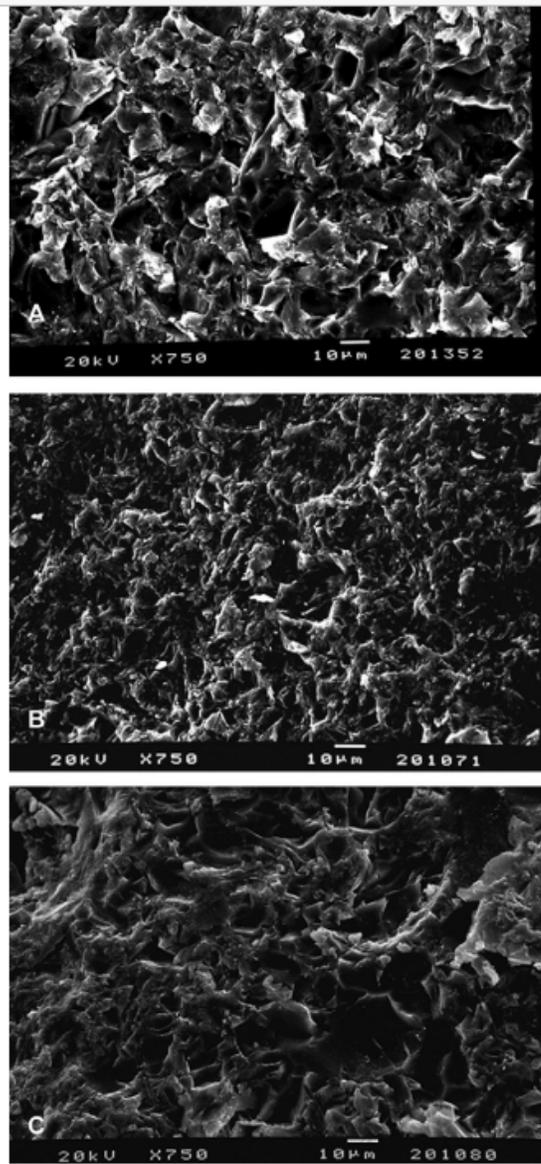


Fig. 8 Microscópico electrónico de barrido, arenado con óxido de aluminio. A) feldespática; B) A base de leucita, C) disilicato de litio (76).

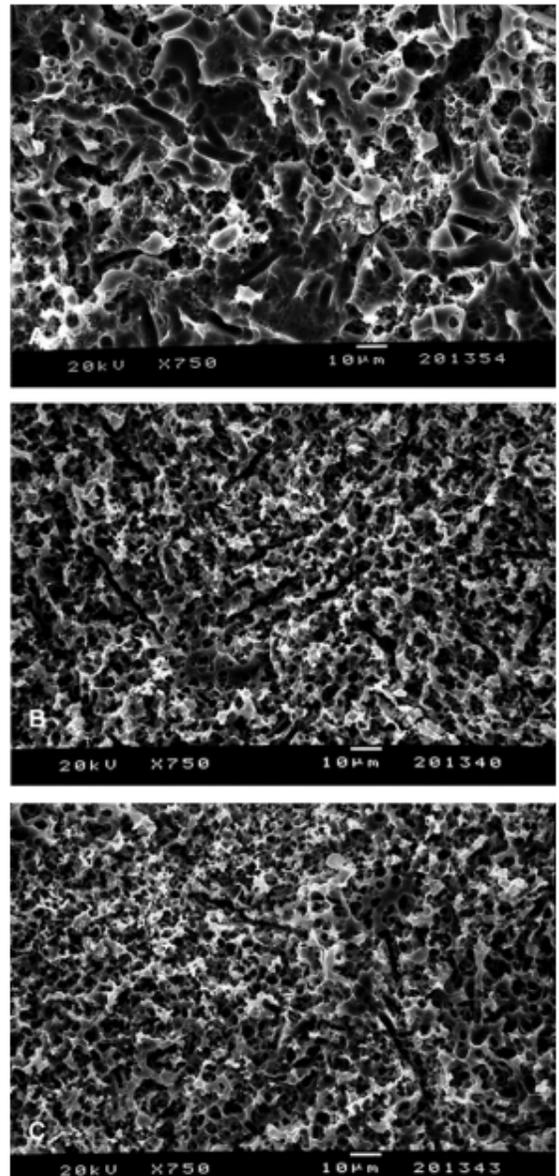


Fig. 9 Microscópico electrónico de barrido, grabado con ácido fluorhídrico. A) feldespática; B) A base de leucita, C) disilicato de litio (76).

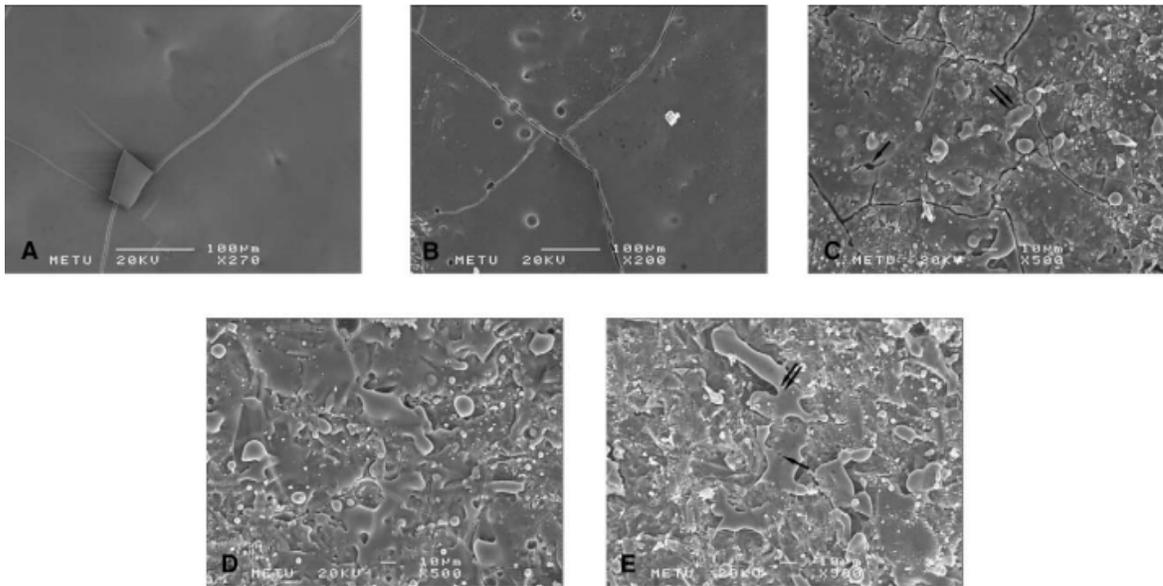


Fig. 10 Microscópico electrónico de barrido con superficies tratadas con láser CO2. A, 15W; B, 10W; C, 5W; D, 3W; E, 2W (78).

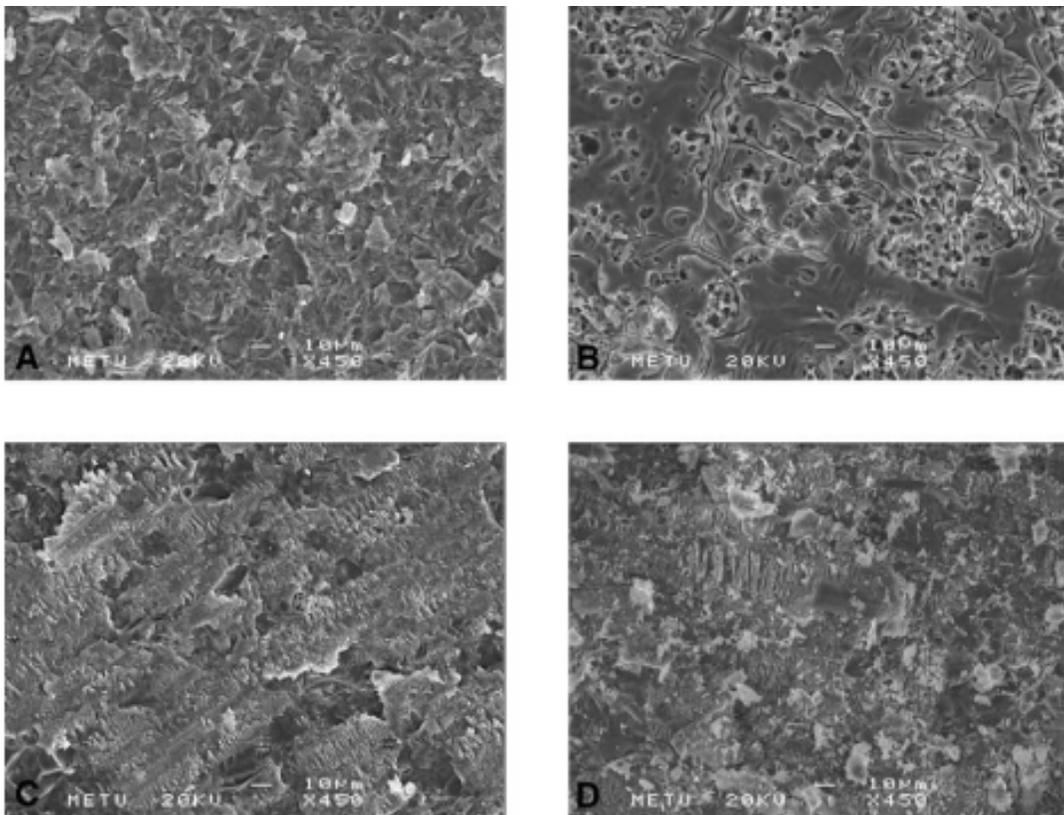


Fig. 11 Microscópico electrónico de barrido con superficies tratadas con: A, Arenado; B) ácido fluorhídrico, C, ácido fosfórico y D, tallado con fresa de diamante (78).

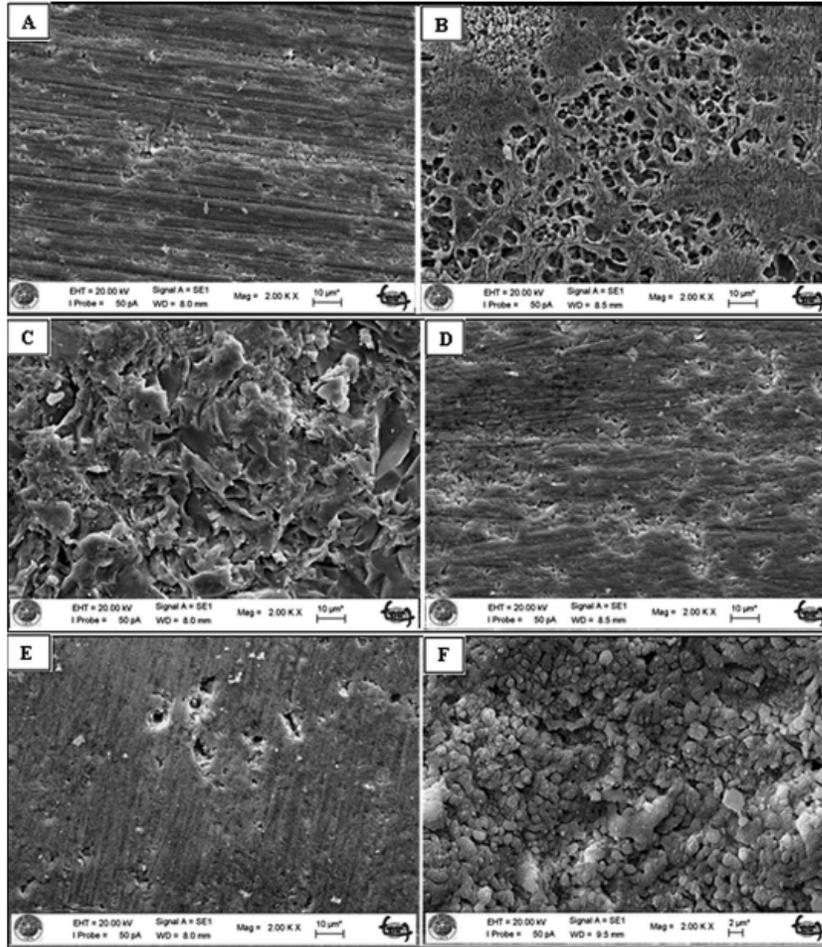


Fig. 12 Microscópico electrónico de barrido con superficies de cerámica feldespática tratadas con: A, sin tratar, B, ácido fluorhídrico, C, arenado, D, láser Er:YAG, E, láser Nd:YAG y F, láser de zafiro (82).

6.6 Resultados separados por artículo - Adhesión mecánica

AUTORES Y AÑO	TIPO DE ADHESIÓN Y TÉCNICA	GRUPO DE PRUEBA Y TAMAÑO DE MUESTRA	TIPO DE BRACKET Y CERAMICA	RESULTADOS	CONCLUSIONES
Sibel Cetik, Thai Hoang, Hadrien Duterme, Viet Pham y Ramin Atash. (77) 2019	Grupo 1: arenado con óxido de aluminio μm por 20 sec a 10mm de distancia Grupo 2: láser Er:YAG con 2940 nm, 50 μs , 2 W, 10 Hz y 200 mJ por 10 segundos. Adhesión: aplicación de acuerdo con el fabricante. Silano (Clearfil ceramic primer plus) y adhesivo y resina (BrackFix primer). Fuerza aplicada con velocidad de 0.5mm/m.	40 bloques de zirconia divididos en 2 grupos de brackets (metálicos y cerámicos) y después divididos en subgrupos dependiendo de la preparación de la superficie (láser o arenado) Arenado bracket metálico, arenado bracket cerámico, láser bracket metálico y láser bracket cerámico.	Metálico y cerámico Zirconia	Diferencias significativas entre los grupos con bracket metálico y bracket cerámico Arenado bracket metálico: 23.29 +- 5.34 MPa Láser bracket metálico: 21.59 +- 4.03 MPa Arenado bracket cerámico: 20.06 +- 4.05 Láser bracket cerámico: 17.55 +- 3.88 MPa	El bracket metálico tiene una mejor fuerza de adhesión que los brackets cerámicos cuando son cementados en zirconia.

Tabla 1. Muestra el artículo encontrado donde se analizaron los métodos de preparación mecánica para la adhesión de brackets en superficie cerámica.

En el estudio realizado por Sibel Cetik, en 2019, se trabajó con superficies de zirconia y adhesión de brackets metálicos y cerámicos y se concluyó que el bracket metálico tiene una mejor fuerza de adhesión que los brackets cerámicos cuando son cementados en zirconia (77).

6.7 Adhesión química

AUTORES Y AÑO	TIPO DE ADHESIÓN Y TECNICA	GRUPO DE PRUEBA Y TAMAÑO DE MUESTRA	TIPO DE BRACKET Y CERÁMICA	RESULTADOS	CONCLUSIONES
MS. Ahmad Akhoundi, M. Rahmati, Kamel, T. Hooshmand, I. Harririan, MJ. Kharazi Fard y H. Noroozi (92)	Grupo 1: ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min + silano 3M + adhesivo 3M Grupo 2: ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min + resina 3M Grupo 3: ácido fosfórico 35% + silano y adhesivo similar al grupo 1.	42 muestras de cerámica desgaseada. 3 grupos.	Metálico feldespática	Grupo 1: 3.9 +- 0.20 MPa Grupo 2: 2.70 +- 0.46 Mpa Grupo 3: 3.90 +- 0.89 Mpa	Al utilizar adhesivos sobre ceramica desgaseada con ácido fosfórico en lugar de ácido fluorhídrico para la adhesión, estadísticamente no hay diferencia y este es menos toxico para el tejido oral.
2010	Fase termociclado 500 ciclos a 5-55 grados.				
Blerim Mehmeti, Jeta Kelmendi, Donika Iiljazi-Shahiqi, Bleron Azizi, Suzana Jakovljevic, Fehim Haliti1 y Sandra Anić-Milošević (95)	Grupo 1: bracket metálico + ácido fosfórico a zirconia Grupo 2: bracket metálico + ácido fluorhídrico a zirconia Grupo 3: bracket cerámico + ácido fosfórico a zirconia Grupo 4: bracket cerámico + ácido fluorhídrico a zirconia Grupo 5: bracket metálico + ácido fosfórico a disilicato de litio Grupo 6: bracket metálico + ácido fluorhídrico a disilicato de litio Grupo 7: bracket cerámico + ácido fosfórico a disilicato de litio Grupo 8: bracket cerámico + ácido fluorhídrico a disilicato de litio	96 coronas de cerámica en total 48 de zirconia 48 de disilicato de litio 8 grupos	Metálico y cerámico Zirconia Disilicato de litio	Grupo zirconia Bracket metálico Ácido fosfórico: 10.85 +- 5.84 Mpa Ácido fluorhídrico: 11.84 +- 7.30 Mpa Bracket cerámico Ácido fosfórico: 8.52 +- 4.72 Mpa Ácido fluorhídrico: 8.99 +- 5.36 Mpa Grupo Disilicato de litio Bracket metálico Ácido fosfórico: 10.20 +- 3.29 Mpa Ácido fluorhídrico: 11.95 +- 5.96 Mpa Bracket cerámico Ácido fosfórico: 12.22 +- 6.47 Mpa Ácido fluorhídrico: 10.31 +- 5.67 Mpa	.El uso del ácido fluorhídrico en superficies de zirconia o disilicato de litio no tiene un aumento significativo de fuerza en comparación al grabado con ácido fosfórico.
2019					
Ahmad Akhoundi, Rahmati, Kamel, Mahmood Hashemi e Imani (96)	Grupo 1: ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min + silano + adhesivo 3M. Grupo 2: ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min + resina 3M. Grupo 3: ácido fosfórico por 15 seg. + adhesivo y resina 3M	42 muestras de cerámica 3 grupos	Metálico feldespática	Grupo 1: 3.69 +- 0.52 Mpa Grupo 2: 2.69 +- 0.91 Mpa Grupo 3: 3.60 +- 0.41 Mpa	El ácido fosfórico es una buena opción al ácido fluorhídrico para la adhesión de brackets en superficies cerámicas.
2011					

Larmour, Bateman y Stirrups (93) 2006	Grupo 1 (control): Transbond + ácido fosfórico 37% + silano Grupo 2: Transbond + ácido fluorhídrico 9.6% + silano Grupo 3: Fuji Ortho L.C. + ácido fluorhídrico 9.6% + silano Grupo 4: : Fuji Ortho L.C. + ácido fosfórico 37% + silano	80 muestras de premolares de porcelana 4 grupos de 20	Metálico feldespática	Grupo 1: 83.4 +- 45.2 Mpa Grupo 2: 103.2 +- 45.8 Mpa Grupo 3: 66.3 +- 37.0 Mpa Grupo 4: 18.7 +- 6.9 Mpa	Los niveles más altos de adhesión se encontraron en el grupo 1 y 2. No se encontró diferencia significativa en la fuerza de adhesión entre el uso de ácido fosfórico o fluorhídrico No se requirió preparación mecánica para lograr buenos resultados de adhesión
S. Kutalmis Buyuk; Ahmet Serkan Kucukekenci (97) 2018	Grupo cerámica feldespática Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo clearfil. Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo XT Ácido fosfórico 40% + adhesivo clearfil. Ácido fosfórico 40% + adhesivo XT Grupo cerámica VITA ENAMIC Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo clearfil. Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo XT Ácido fosfórico 40% + adhesivo clearfil. Ácido fosfórico 40% + adhesivo XT Grupo Lava Ultimate Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo clearfil. Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo XT Ácido fosfórico 40% + adhesivo clearfil. Ácido fosfórico 40% + adhesivo XT	120 muestras 3 grupos de 40	Metálico cerámica feldespática Resina nanocerámica cerámica híbrida	Ácido fluorhídrico 9.6% + adhesivo clearfil. feldespática: 6.34 +- 2.40 Mpa Resina nanocerámica: 2.60 +- 2.15 Mpa cerámica híbrida 2.20 +- 1.21 Mpa Ácido fluorhídrico 9.6% + Transbond XT feldespática: 6.36 +- 2.19 Mpa Resina nanocerámica: 7.28 +- 2.49 Mpa cerámica híbrida 5.66 +- 1.15 Mpa Ácido fosfórico 40% + adhesivo clearfil. feldespática: 4.16 +- 1.92 Mpa Resina nanocerámica: 5.01 +- 2.48 Mpa cerámica híbrida 5.38 +- 1.21 Mpa Ácido fosfórico 40% + Transbond XT feldespática: 5.23 +- 1.81 Mpa Resina nanocerámica: 5.04 +- 2.05 Mpa cerámica híbrida 4.28 +- 1.37 Mpa	El tipo de material influye en la fuerza de adhesión. El uso del adhesivo Transbond XT es el que mayor fuerza de adhesión presentó.
Eglal Ahmed Ghazy, Marwa Sameh Shamaa y Ahmed A. El-Bialy. (98) 2020	Grupo 1, 2, 5, 6, 9 y 10: ácido fluorhídrico 9.5% por 1 min. Grupo 3, 4, 7, 8, 11 y 12: ácido fosfórico 37% por 1 min.	120 muestras de cerámica; 12 grupos de 10 Vitablocs Mark II, Vita Enamic e IPS e-Max. Cada material de cerámica fue dividido en 2 subgrupos: ácido	Metálico y cerámico	Fuerza de adhesión: Grupo 1: 10.2 +- 3 Grupo 2 10.6±5.1 Grupo 3 6.9±2.3 Grupo 4 8.9±4.6 Grupo 5 8.6±2.9 Grupo 6 10.9±4.8 Grupo 7 6.5±1.7	No hubo diferencia significativa en fuerza de adhesión entre los 3 tipos de cerámica. El grabado con ácido fluorhídrico fue significativamente mayor en fuerza de adhesión comparado con el ácido fosfórico. El bracket cerámico tiene una mayor fuerza de adhesión que el metálico.

	<p>En ambos grupos se aplicó silano + Transbond XT.</p> <p>Fase termociclado 1000 ciclos con temperatura de 5-55 grados centígrados por 30 seg.</p> <p>Bracket metálico en grupos: 1, 3, 5, 7, 9 y 11</p> <p>Bracket cerámico en grupos: 2, 4, 6, 8, 10 y 12.</p>	<p>fluorhídrico 9.5% y ácido fosfórico 37%</p> <p>60 brackets de metal y 60 cerámicos.</p>		<p>Grupo 8 9.5±3.8</p> <p>Grupo 9 8.5±1.8</p> <p>Grupo 10 9.4±4.3</p> <p>Grupo 11 6.2±1.8</p> <p>Grupo 12 7.3±2.7</p> <p>Material cerámico: VM: (n=40) 9.2±4.1 Mpa VE (n=40) 8.9±3.7 Mpa EM (n=40) 7.8±3 Mpa</p> <p>Método grabado: Ácido fluorhídrico (n=60) 9.7±3.8 Mpa Ácido fosfórico (n=60) 7.5±3.1 Mpa</p> <p>Tipo de bracket: Metálico: (n=60) 7.8±2.6 Mpa cerámico: (n=60) 9.4±4.3 Mpa</p>	
<p>Mohammad Moslem Imani (94) 2018</p>	<p>Grupo 1: ácido fluorhídrico 10% por 2 min. + resina y adhesivo Transbond XT</p> <p>Grupo 2: ácido fluorhídrico 10% por 2 min. + silano + resina Transbond XT.</p> <p>Grupo 3: ácido fluorhídrico 10% + silano + adhesivo universal G-Prime.</p> <p>Grupo 4: ácido fluorhídrico 10% por 2 min. Adhesivo universal.</p> <p>Fase de termociclado 1000 ciclos de 5-55 grados centígrados.</p>	<p>40 muestras</p> <p>4 grupos de 10</p>	<p>Metálico feldespática</p>	<p>Grupo 1: 10.03±4.41 Mpa</p> <p>Grupo 2: 15.62±3.52 Mpa</p> <p>Grupo 3: 17.06±2.58 Mpa</p> <p>Grupo 4: 9.85±4.76 Mpa</p>	<p>La aplicación de silano después del grabado ácido aumenta significativamente la fuerza de adhesión.</p> <p>El uso de adhesivo universal no causa algún cambio significativo comparado con Transbond XT.</p>

Tabla 2. Muestra los artículos analizados de preparación y adhesión química para la adhesión de bracket en superficie de cerámica.

En el estudio realizado por MS. Ahmad Akhoundi, en 2010 realizado en muestras de cerámica feldespática y adhesión de brackets metálicos y concluyó que al utilizar adhesivos sobre cerámica desgaseada con ácido fosfórico en lugar de ácido fluorhídrico para la adhesión, no hay diferencia estadística y este es menos tóxico para el tejido oral (92). Otro estudio realizado por Blerim Mehmeti, en 2019 se estudió en superficies de zirconia y disilicato de litio con brackets metálicos y cerámicos, concluyó que el uso del ácido fluorhídrico en superficies de zirconia o disilicato de litio no tiene un aumento significativo de fuerza en comparación al grabado con ácido fosfórico (95). Ahmad Akhoundi, en 2011 concluyó que el ácido fosfórico es una buena opción alternativa al ácido fluorhídrico para la adhesión de brackets en superficies cerámicas (96). Mientras que Larmour, Bateman y Stirrups concluyeron que no se encontraron diferencia significativa en la fuerza de adhesión entre el uso de ácido fosfórico o fluorhídrico. Mencionando que no se requirió preparación mecánica para lograr buenos resultados de adhesión (93). Otro autor S. Kutalmis Buyuk en 2018 concluyó que el tipo de material influye en la fuerza de adhesión. El uso del adhesivo Transbond XT fue el que mayor fuerza de adhesión presentó (97). Eglal Ahmed Ghozy, en 2020 trabajó con muestras de cerámica Vitablocs, Vita enamic e IPS e-Max con bracket metálico y cerámico, y concluyó que no hubo diferencia significativa en fuerza de adhesión entre los 3 tipos de cerámica. El grabado con ácido fluorhídrico fue significativamente mayor en fuerza de adhesión comparado con el ácido fosfórico. Y que el bracket cerámico tiene una mayor fuerza de adhesión que el metálico. (98). Mohammad Moslem Imani en 2018 con un tamaño de muestra de 40 superficies de cerámica feldespática y bracket metálico, concluyó que la aplicación de silano después del grabado ácido aumenta significativamente la fuerza de adhesión. El uso de adhesivo universal no causa algún cambio significativo comparado con Transbond XT (94).

6.8 Adhesión mecánica + química

AUTORES Y AÑO	TIPO DE ADHESIÓN Y TÉCNICA	GRUPO DE PRUEBA Y TAMAÑO DE MUESTRA	TIPO DE BRACKET Y CERAMICA	RESULTADOS	CONCLUSIONES
Zhuojun Xu, Jing Li, Xiaochuan Fan y Xiaogeng Huang (31) 2018	A: ácido fluorhídrico 9% por 2 min, secado y lavado. B: Láser Er:YAG 250mJ y 20 Hz C: Láser Er:YAG 300 mJ y 20 Hz D: Láser Er:YAG 250 mJ y 20 Hz + ácido fluorhídrico 9% por 2 min E: Láser Er:YAG 300 mJ y 20 Hz + ácido fluorhídrico 9% por 2 min	90 fichas de cerámica (IPS e.max, Ivoclar vivadent) n= 18 por grupo	Metálico Disilicato de litio	Grupo E es el que tiene mayor fuerza de adhesión 7.18 +- 2.73 Grupo D: 6.89 +- 2.67 Grupo A: 5.79 +- 1.96 Grupo C: 3.33 +- 1.18 Grupo B: 3.14 +- 1.31	El uso de ácido fluorhídrico láser Er:YAG no tienen suficiente fuerza de adhesión, pero la combinación entre el láser y ácido en restauraciones de porcelana pueden dar resultados satisfactorios de fuerza de adhesión.
Amirhossein Mirhashemi, Nasim, Hanieh Jadidi y Nastaran Sharifi (88) 2005	Grupo 1: ácido fluorhídrico 9% por 2 min. Lavado y secado. Grupo 2: ácido fluorhídrico 9% + láser Er:CrYSGG 3 W, 10 Hz y 300 M en modo H (60 μs) con 80% agua y 60% aire con la punta MZ8. Grupo 3: ácido fluorhídrico 9% + láser Er:YAG con 3 W, 10 Hz, 300 MJ en modo VSP con pulsaciones de 230 μs) y enfriado con aire. Grupo 4: láser Er:CrYGSS con 3 W, 10 Hz, 300 MJ en modo H con pulsaciones de 60 μs y 80% agua y 60% aire usando la punta MZ8 (800 μm) Grupo 5: láser Er:YAG con 3 W, 10 Hz, 300 MJ en modo	60 coronas de incisivos maxilares	Metálico Cerámica feldespática	Grupo 1: 32.58 +- 9.21 Grupo 2: 27.81 +- 7.66 Grupo 3: 23.08 +- 9.55 Grupo 4: 14.11 +- 9.35 Grupo 5: 6.30 +- 3.09	La mejor fuerza de adhesión se observó en el grupo de ácido fluorhídrico y este no tuvo diferencia significativa entre el grupo de ácido + láser en términos de fuerza de adhesión.

		VSP con pulsaciones de 230 μ s y enfriado con aire usando la punta con 800 μ m.				
Tolga Ridvan Sedef Eren Isman (80) 2013	Topcuoglu, Oksayan, Topcuoglu, (80)	Grupo 1: Arenado, RelyX U 200. Grupo 2: Arenado + ácido fluorhídrico 9% por 2min y secado y lavado + Transbond XT Grupo 3: láser Er:YAG en modo SP (300 μ s) + mismo método de adhesión que el grupo 1. Grupo 4: Láser Er:YAG en modo SP + método de adhesión que el grupo 2 Grupo 5: Láser Er:YAG en modo SSP (50 μ s) + mismo proceso de adhesión que el grupo 1. Grupo 6: Láser Er:YAG en modo SSP + mismo método de adhesión que el grupo 2. Grupo 7, 8, 9 y 10: fueron iguales a los grupos 3, 4, 5 y 6 respectivamente, pero la porcelana fue arenada en los grupos 7-10.	150 coronas de porcelana. divididas en 10 grupos. En 5 grupos se utilizó el adhesivo RelyX U 200 y en los otros 5 se utilizó Transbond XT	Metálico Cerámica feldespática	En fase de termociclado, fallaron todos los Brackets de los grupos 3, 4, 5, 6. También fallaron 9 brackets del grupo 7. Grupo 1 : 8.25 +- 3.2 MPa Grupo 2: 8.83 +- 3.3 MPa (grupo control) Grupo 8: 3.48 +- 1.7 MPa Grupo 9: 1.56 +- 0.86 MPa Grupo 10: 3.11 +- 0.93 MPa	La aplicación de láser Er:YAG solo o después de arenar la superficie es menos efectiva que las técnicas convencionales. La aplicación de laser Er:YAG solo no es un método apropiado en superficies de porcelana. RelyX U 200 es una alternativa buena al Transbond XT para el cementado de Brackets en porcelanas arenadas.
Maryam Arezoo Pirouzeh Sara Mehrnoush (89) 2012	Poosti, Jahanbin, Mahdavi y Sara Mehrnoush (89)	Grupo 1: porcelana desglaseada y tallada con una fresa de carburo + adhesión con resina 3M. Grupo 2: Desglaseado y tallado + ácido fluorhídrico 9.6% por 4 min. + enjuagado y secado por 15 sec +	100 muestras de porcelana de incisivo central superior (Porcelana Vita) Divididas aleatoriamente den 5 grupos de 20 muestras.	Metálico Cerámica feldespática	Grupo 1: 3.3 +- 1.6 MPa Grupo 2: 7.0 +- 2.1 MPa Grupo 3: 6.9 +- 2.7 MPa Grupo 4: 2.3 +- 1.1 MPa Grupo 5: 3.7 +- 2.3 MPa	El láser Nd:YAG y el ácido fluorhídrico 9.6% no demostraron diferencia significativa en fuerza de adhesión. El láser Er:YAG a 2 W y 3 W mostraron fuerza de adhesión significativamente más baja que el láser Nd:YAG o el ácido fluorhídrico al 9.6%

	<p>adhesión con el método del grupo 1. Grupo 3, 4 y 5: superficie preparada con láser Nd:YAG 0.8 W por 10 sec. Er:YAG 2 W por 10 sec. Y Er:YAG 3 W por 10 sec. adhesión después de 24 hrs. Fase termociclado 500 ciclos 5-55 grados.</p>				
<p>Amitoj S. Mehta, Carla A. Evans, Grace Viana, Ana Bedran-Russo, y Maria Therese S. Galang-Boquiren (78) 2016</p>	<p>Grupo de zirconia control: arenado 50 μm de óxido de aluminio por 4 seg. + silano. Grupo 1: arenado + adhesivo Z prime plus. Grupo 2: arenado + adhesivo RA plus</p> <p>Grupo de cerámica feldespática control: arenado + silano Grupo 1: arenado + ácido fluorhídrico 9.6% + silano + adhesivo RA Grupo 2: arenado + silano + adhesivo RA plus.</p>	<p>36 muestras de zirconia. 36 muestras de cerámica feldespática.</p>	<p>cerámica feldespática y Zirconia</p>	<p>Grupo zirconia Reliance Assure plus: 5.3 +- 0.5 MPa Silano: 5.2 +- 0.7 MPa Z Prime plus: 5.2 +- 0.3 MPa</p> <p>Grupo feldespática Silano : 4.3 +- 0.7 MPa Reliance Assure: 4.7 +- 0.7 MPa Reliance Assure plus: 4.6 +- 0.6 MPa</p>	<p>El cementado de Brackets metálicos a superficies arenadas de cerámica feldespática y zirconia con los adhesivos RA, RA plus y Z Prime plus dieron como resultados fuerza de adhesión más alta que solamente utilizar adhesivo.</p>
<p>Sevinc Karan, Tamer Büyükyılmaz y M. Serdar Toroglu (85) 2007</p>	<p>Grupo 1: arenado 50 μm con trióxido de aluminio por 3 seg + adhesivo y resina Transbond XT 3M Grupo 2: arenado + ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min. + adhesivo y resina Transbond XT 3M Grupo 3: arenado + ácido fluorhídrico + silano + adhesivo y resina Transbond XT 3M Grupo 4: arenado + silano + adhesivo y</p>	<p>210 muestras divididas en 3 grupos. Cada grupo fue dividido en 5 subgrupos donde fueron preparados con arenado, arenado + ácido fluorhídrico, arenado + silano, arenado + ácido fluorhídrico + silano y revestimiento de sílice + silano.</p>	<p>Metálico feldespática A base de leucita Disilicato de litio</p>	<p>cerámica feldespática Grupo 1: 3.2 +- 2.7 Grupo 2: 11.3 +- 4.1 Grupo 3: 10.5 +- 6 Grupo 4: 10.7 +- 5.1 Grupo 5: 15.2 +- 5.9</p> <p>A base de leucita Grupo 1: 3.9 +- 3 Grupo 2: 14.7 +- 5.8 Grupo 3: 9.9 +- 5 Grupo 4: 12.3 +- 8.5 Grupo 5: 13.4 +- 6.5</p> <p>Disilicato de litio Grupo 1: 3.1 +- 2.6 Grupo 2: 8.6 +- 4.8 Grupo 3: 5.7 +- 3.6</p>	<p>Todos los métodos excepto el arenado demostraron una suficiente fuerza de adhesión en los 3 tipos de cerámica</p>

	resina Transbond XT 3M Grupo 5: Revestimiento de sílice y silano + adhesivo y resina Transbond XT 3M			Grupo 4: 11.8 +- 6.1 Grupo 5: 13.2 +- 7.7	
Hakan Türkahraman y H. Cenker Küçüks, men (86) 2006	Grupo 1: ácido fluorhídrico + silano. Grupo 2: arenado + ácido fluorhídrico + silano. Grupo 3: arenado + silano.	30 muestras de porcelana glaseada con forma del primer premolar superior	Metálico feldespática	Grupo 1: 11.38 +- 1.65 MPa Grupo 2: 10.45 +- 1.15 MPa Grupo 3: 5.46 +- 1.34 MPa	Las superficies tratadas con ácido fluorhídrico y silano produjeron la más alta fuerza de adhesión El arenado de la superficie antes de la aplicación del ácido fluorhídrico y silano no aumenta significativamente la fuerza de adhesión La aplicación de silano a la porcelana arenada previamente no da buenos resultados de adhesión.
Tolga Akova, Oguz Yoldas, M. Serdar Toroglu, y Hakan Uysald (99) 2005	Grupo 1: fresa de diamante para remover glaseado + ácido fosfórico por 2 min. Grupo 2: arenado con óxido de aluminio 50 µm por 5 seg. Grupo 3: Fresa de diamante + ácido fluorhídrico 9.6% por 20 seg. Grupo 4: Fresa de diamante + láser CO2 2W y 2 Hz. El resto de las muestras fueron preparados con el mismo protocolo que el grupo 1 al 4.	100 muestras de porcelanas con metal. 10 grupos de 10 muestras.	Metálico feldespática	Grupo ácido fluorhídrico + arenado: 15.07 +- 1.44 MPa Grupo arenado: 13.81 +- 2.00 MPa Grupo ácido fluorhídrico: 10.78 +- 0.62 MPa Grupo ácido fosfórico + arenado: 10.73 +- 1.12 MPa Grupo láser + arenado: 8.25 +- 0.90 MPa Grupo láser: 6.26 +- 0.58 MPa Grupo ácido fosfórico: 2.36 +- 0.41 MPa Grupo arenado: 2.04 +- 0.41 MPa	El láser puede ser una alternativa de preparación de la superficie cerámica, incrementos de fuerza de adhesión se encontraron al utilizar láser.
Elham, Abu Alhaja, Issam, Abu AlReesh y Ahed AlWahadni (21) 2010	Grupo 1: bracket metálico + ácido fluorhídrico en corona IPS Empress 2 Grupo 2: bracket metálico + ácido fluorhídrico en coronas In-Ceram Grupo 3: bracket cerámico + ácido fluorhídrico + IPS Empress 2 Grupo 4: bracket cerámico + ácido fluorhídrico + In-Ceram	96 coronas de cerámica del primer premolar superior. 2 grupos de 48 muestras.	Metálico y cerámico Base de leucita y feldespática	Grupo 1: bracket metálico + ácido fluorhídrico IPS Empress 2 101.70 ± 52.94 Grupo 2: bracket metálico + ácido fluorhídrico, In-Ceram 106.82 ± 34.83 Grupo 3: bracket cerámico + ácido fluorhídrico, IPS Empress 2 120.15 ± 45.05 Grupo 4: bracket cerámico + ácido fluorhídrico, In-Ceram 115.18 ± 32.57 Grupo 5: bracket metálico + ácido fosfórico, IPS Empress 2 110.30 ± 36.97 Grupo 6: bracket metálico + ácido fosfórico, In-Ceram 87.00 ± 37.11 Grupo 7: bracket metálico + arenado IPS Empress 2 59.72 ± 27.33 Grupo 8: : bracket metálico + arenado In-Ceram 57.86 ± 26.20	Ambos Brackets metálicos y cerámicos, cementados con ácido fluorhídrico en coronas IPS Empress 2 e In-Ceram, mostraron resultados similares en fuerzas de adhesión. El tipo de preparación de la superficie fue el único factor que afectó significativamente la fuerza de adhesión.

	<p>Grupo 5: bracket metálico + ácido fosfórico en corona IPS Empress 2</p> <p>Grupo 6: bracket metálico + ácido fosfórico en corona In-Ceram</p> <p>Grupo 7: bracket metálico + arenado en coronas IPS Empress 2</p> <p>Grupo 8: bracket metálico + arenado en coronas In-Ceram</p>				
<p>Raed Ajlouni, Samir E. Bishara, Charuphan Oonsombat, Manal Soliman y John Laffoon (81)</p> <p>2005</p>	<p>Grupo 1 (control) :15 muestras grabadas con ácido fosfórico por 30 seg. Adhesivo + resina.</p> <p>Grupo 2: 15 muestras arenado por 5 seg. 50 μm</p> <p>Grupo 3: Clearfil Repair selfetching. + ácido fosfórico 35% por 5 seg. + adhesivo.</p>	<p>45 muestras de porcelana del incisivo central superior.</p>	<p>Metálico feldespática</p>	<p>Grupo 1: 4.4 +- 2.7 MPa</p> <p>Grupo 2: 11.2 +- 4.7 MPa</p> <p>Grupo 3: 10.3 +- 5.3 MPa</p>	<p>El uso del ácido fosfórico y sellador con adhesivo para la adhesión de brackets, produce una baja fuerza de adhesión</p> <p>La opción más viable es utilizar el ácido fluorhídrico y silano + adhesivo y resina.</p>
<p>Irem Kurt, Zafer Cavit Cehreli, Ayca Arman Ozcırpıcı Cagla Sar (79)</p> <p>2019</p>	<p>Grupo 1: ácido fluorhídrico 9.6% + silano.</p> <p>Grupo 2: arenado con óxido de aluminio 50 μm + silano</p> <p>Grupo 3: silicio + silano + arenado 30 μm con óxido de silicio</p> <p>Grupo 4: fresa de diamante + silano</p> <p>Fase de termociclado: 1000 ciclos con temperaturas de 5-55 grados.</p>	<p>118 muestras</p> <p>3 grupos</p>	<p>Metálico feldespática cerámica híbrida Zirconia</p>	<p>Grupo cerámica feldespática.</p> <p>Ácido fluorhídrico: 8.84 MPa</p> <p>Arenado: 1.53 MPa</p> <p>Silicio: 1.89 MPa</p> <p>Fresa diamante: 2.24 MPa</p> <p>Grupo zirconia.</p> <p>Ácido fluorhídrico: 5.38 MPa</p> <p>Arenado: 0.73 MPa</p> <p>Silicio: 2.24 MPa</p> <p>Fresa diamante: 1.65 MPa</p> <p>Grupo cerámica híbrida.</p> <p>Ácido fluorhídrico: 4.07 MPa</p> <p>Arenado: 1.74 MPa</p> <p>Silicio: 1.85 MPa</p> <p>Fresa diamante: 1.36 MPa</p>	<p>La variedad del tipo de material afecta en la fuerza de adhesión .</p> <p>La fuerza más alta de adhesión fue en la superficie de cerámica feldespática + el grupo donde se utilizó ácido fluorhídrico.</p>
<p>Göksu Trakyal, Özlem Malkondu, Ender Kazazoğlu y Tülin Arun (38)</p>	<p>Grupo 1: arenado con óxido de aluminio 50 μm + ácido fluorhídrico</p>	<p>80 muestras de cerámica feldespática</p> <p>4 grupos</p>	<p>Metálico de cerámica feldespática</p>	<p>Grupo 1: 5.51 +- 1.91 MPa</p> <p>Grupo 2: 6.54 +- 0 MPa</p> <p>Grupo 3: 4.52 +- 1.93 MPa</p> <p>Grupo 4: 6.39 +- 0.45 MPa</p>	<p>El uso del ácido fluorhídrico al 9.6% aumenta la fuerza de adhesión y no hay diferencia entre el concentrado de ácido entre el 5% y 9%</p>

2009	<p>9.6% + silano + adhesivo. Grupo 2: arenado con óxido de aluminio 50 μm + ácido fluorhídrico 9.6% + silano (Reliance) + adhesivo. Grupo 3: arenado con óxido de aluminio 50 μm + ácido fluorhídrico 9.6% (IPS ceramic gel) + silano (Pulpdent) + adhesivo. Grupo 4: arenado con óxido de aluminio 50 μm + ácido fluorhídrico 9.6% + silano (Reliance) + adhesivo.</p> <p>Fase termociclado 5000 ciclos de 5-55 grados centígrados.</p>	(Ivoclar Vivadent)	Se recomienda el ácido fluorhídrico al 5% para aplicación intraoral para prevenir daño en los tejidos. El silano Reliance resulto una mejor fuerza de adhesión que el Pulpdent .		
Ali Alqerban (84) 2021	<p>Grupo 1: Silano Grupo 2: ácido fluorhídrico 9.5% + silano Grupo 3: ácido fluorhídrico 9.5% + baño ultrasónico. Grupo 4: Arenado 50 μm Grupo 5: Adhesivo universal autograble Ivoclar. Grupo 6: Láser Er,Cr:YSGG 4.5 W, 30 Hz + Silano</p>	90 muestras de cerámica disilicato de litio. 6 grupos de 15 muestras.	Metálico de Disilicato de litio	<p>Grupo 1: 5.21 \pm 0.23 MPa Grupo 2: 17.85 \pm 1.25 MPa Grupo 3: 18.21 \pm 1.241 MPa Grupo 4: 14.91 \pm 1.55 MPa Grupo 5: 12.01 \pm 1.29 MPa Grupo 6: 17.09 \pm 1.114 MPa</p>	EL uso del láser tiene suficiente potencial de preparación de la superficie cerámica para ser una alternativa al ácido fluorhídrico.

Tabla 3. Se muestran los artículos encontrados y analizados donde combinaban métodos mecánicos y químicos para la preparación y adhesión de brackets en superficies cerámicas.

En un estudio realizado por Zhuojun Xu en 2018 en superficies de disilicato de litio y bracket metálico. Se concluyó que el uso de ácido fluorhídrico y láser Er:YAG por sí solos, no tienen suficiente fuerza de adhesión, pero la combinación entre el láser y ácido en restauraciones de porcelana pueden dar resultados satisfactorios de fuerza de adhesión (31). En un estudio realizado por Amirhossein Mirhashemi en 2005, se trabajó en cerámica feldespática con bracket metálico y se concluyó que la mejor fuerza de adhesión se observó en el grupo de ácido fluorhídrico y este no tuvo diferencia significativa entre el grupo de ácido más láser en términos de fuerza de adhesión (88).

En 2012 se realizó un estudio por Maryam Poosti en superficies de cerámica feldespática y adhesión de bracket metálico. Se concluyó que el láser Nd:YAG y el ácido fluorhídrico 9.6% no demostraron diferencia significativa en fuerza de adhesión. El láser Er:YAG a 2 W y 3 W mostraron fuerza de adhesión significativamente más baja que el láser Nd:YAG o el ácido fluorhídrico al 9.6% (89). Se realizó un estudio por Amitoj S. Mehta en 2016 en superficies de zirconia y de cerámica feldespática. Se concluyó que el cementado de Brackets metálicos a superficies arenadas de cerámica feldespática y zirconia con los adhesivos RA, RA plus y Z Prime plus dieron como resultados fuerza de adhesión más alta que solamente utilizar adhesivo (78). En un estudio realizado por Sevinc Karan en 2007 en superficies de: cerámica feldespática, a base de leucita y disilicato de litio con bracket metálico. Se concluyó que todos los métodos, excepto el arenado, demostraron una suficiente fuerza de adhesión en los 3 tipos de cerámica (85). Se realizó un estudio en 2006 por Hakan Türkkahraman en superficies de cerámica feldespática y adhesión de bracket metálico. Se concluyó que las superficies tratadas con ácido fluorhídrico y silano produjeron la más alta fuerza de adhesión.

El arenado de la superficie antes de la aplicación del ácido fluorhídrico y silano no aumenta significativamente la fuerza de adhesión. La aplicación de silano a la porcelana arenada previamente no da buenos resultados de adhesión (86). En el estudio realizado por Tolga Akova en 2005 se trabajó en cerámica feldespática y bracket metálico. Se concluyó que el láser puede ser una alternativa de preparación de la superficie cerámica, se encontraron incrementos de fuerza de adhesión al utilizar láser (99).

En un estudio realizado por Elham en 2010 se trabajó en coronas a base de leucita y cerámica feldespática con brackets metálicos y cerámicos. Se concluyó que ambos brackets metálicos y cerámicos, cementados con ácido fluorhídrico en coronas IPS Empress 2 e In-Ceram, mostraron resultados similares en fuerzas de adhesión. El tipo de preparación de la superficie fue el único factor que afectó significativamente la fuerza de adhesión (21). En un estudio realizado por Raed Ajlouni en 2005 en cerámica feldespática con bracket metálico. Se concluyó que el uso del ácido fosfórico y sellador con adhesivo para la adhesión de brackets, produce una baja fuerza de adhesión. La opción más viable es utilizar el ácido fluorhídrico y silano más adhesivo y resina (81).

En el estudio realizado por Irem Kurt en 2019 en cerámica, feldespática, híbrida y zirconia. Se concluyó que la variedad del tipo de material afecta en la fuerza de adhesión. La fuerza más alta de adhesión fue en la superficie de cerámica feldespática + el grupo donde se utilizó ácido fluorhídrico (79). En la investigación realizada por Göksu Trakyal en 2009 en superficies de cerámica. Se concluyó que el uso del ácido fluorhídrico al 9.6% aumenta la fuerza de adhesión y no hay diferencia entre el concentrado de ácido entre el 5% y 9%. Se recomienda el ácido fluorhídrico al 5% para aplicación intraoral para prevenir daño en los tejidos. El silano Reliance resultó una mejor fuerza de adhesión que el Pulpdent (38).

Se realizó un estudio por Ali Alqerban en 2021 en superficies de disilicato de litio y bracket metálico. Se concluyó que el uso del láser tiene suficiente potencial de preparación de la superficie cerámica para ser una alternativa al ácido fluorhídrico (84).

6.9 Adhesión mecánica vs química

AUTORES Y AÑO	TIPO DE ADHESIÓN Y TECNICA	GRUPO DE PRUEBA Y TAMAÑO DE MUESTRA	TIPO DE BRACKET Y CERAMICA	RESULTADOS	CONCLUSIONES
Empire Aybuke Erdur y Faruk Ayhan Bascifci (82) 2015	Grupo 1: arenado con 50 µm de óxido de aluminio, Grupo 2: ácido fluorhídrico 5% por 20 sec, lavado y secado para e-Max. El mismo procedimiento fue para la cerámica feldespática, pero por 60 segundos. Grupo 3: Láser Nd:YAG con 100 mJ, 150 µs, 20 Hz y 2 W. Grupo 4: Láser Er:YAG 80 mJ, 100 µs, 20 Hz y 1.6 W. Grupo 5: Láser Ti:sapphire	150 discos de cerámica divididos en 2 grupos. Cada grupo fue dividido en 5 subgrupos de 15 muestras. La superficie de trabajo fue pulida con papel de carburo de 240, 400, 600, 800 y 1000.	Metálico Cerámica feldespática, e- Max	Grupo de arenado: 12.97 +- 1.26 MPa Grupo de grabado ácido: 11.03 +- 1.19 MPa Grupo de Láser Ti:Sapphire: 16.59 +- 1.4 MPa Grupo de láser Er:YAG: 5.12 +- 1.27 MPa Grupo de láser Nd:YAG: 5.67 +- 1.03 MPa	El Láser Ti:sapphire da buenos resultados de fuerza de adhesión entre la base metálica del bracket y la superficie de cerámica.
Mohammad Hashem Hosseini, Farhad Sobouti, Ardavan Etemadi, Nasim Chiniforush, Mahsa shariati (91) 2015	Grupo 1: ácido fluorhídrico al 9.6% por 4 min + lavado y secado por 30 sec. Grupo 2-6: Muestras preparadas con láser al; 0.75 W, 1 W, 1.25 W, 1.5 W y 2 W con láser Nd:YAG con 300 µm, 10 Hz y 100 µs a una distancia de 2mm	72 muestras de porcelana glaseada del incisivo central superior. 6 grupos de 12 muestras.	Metálico cerámica feldespática	Grupo 1: 9.4 +- 2.5 MPa Grupo 2: 2.2 +- 0.9 MPa Grupo 3: 4.2 +- 1.1 Mpa Grupo 4: 4.9 +- 2.4 MPa Grupo 5: 7 +- 1.7 MPa Grupo 6: 9.6 +- 2.7 MPa	El láser Nd:YAG con parámetros apropiados y ácido fluorhídrico pueden ser una buena alternativa para la preparación de la superficie de porcelana. No hay diferencia significativa entre la fuerza de adhesión entre los grupos con 1.5 W, 2 W y ácido fluorhídrico.
Soghra Yassaei, Farshad Moradi, Hossein Agjili y Mohamed Hosein. (90) 2013	Grupo 1: ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min. Grupo 2: Láser Er:YAG 1.6 W 10 Hz, 15 sec. Grupo 3: Láser Er:YAG 2 W 10 Hz, 15 sec. Grupo 4: Láser Er:YAG 3.2 W, 10 Hz, 15 sec. Fase de termociclado de 500 ciclos a 5-55 grados centígrados.	100 discos de porcelana divididos en 4 grupos.	Metálico Cerámica feldespática	Grupo 1: 7.4 +- 1.27 MPa Grupo 2: 7.88 +- 1.18 MPa Grupo 3: 7.52 +- 1.09 MPa Grupo 4: 7.45 +- 1.53 MPa	La preparación de la superficie con láser Er:YAG puede ser una buena alternativa al ácido fluorhídrico para la adhesión de brackets en porcelana.
Hadi Mokhtarpur, Maliheh Nafisifard, Sepideh Dadgar,	Grupo 1: ácido fluorhídrico 9.6% por 3 min. Lavado y secado por 15 seg. Grupo 2: láser Nd:YAG con 1.5 W, 150 mJ, 10 Hz y 100 µs.	54 discos de zirconia divididos en 3 grupos de 18 muestras.	Metálico Zirconia	Grupo 1: 6.11 +- 0.95 MPa Grupo 2: 6 +- 0.6 MPa Grupo 3: 3.10 +- 0.82 MPa	El láser Nd:YAG a 1.5 W es una buena opción para sustituir el método de preparación de la superficie con grabado ácido.

Ardavan Etemadi, Nasim Chiniforush, Farhad Sobouti. (83) 2020	Grupo 3: arenado con óxido de aluminio con partículas de 110 µm por 4 seg. Adhesión con resina y adhesivo Transbond XT 3M, Fase de termociclado con 1000 ciclos de 5-55 grados.					
Hooman Zarif Najafi, Morteza Oshagh, Sepideh Torkan, Bahareh Yousefipour y Raha Salehi. (25) 2014	Grupo 1: desglaseado + ácido fluorhídrico por 4 min. Grupo 2: desglaseado + láser CO2 con 2 W, 2 Hz por 20 seg. Grupo 3: láser CO2 sin desglasar la superficie. Grupo 4: arenado con óxido de aluminio 50 µm.	48 muestras de porcelana feldespática.	Metálico cerámica feldespática	Grupo 1: 12.13 +- 2.47 MPa Grupo 2: 9.60 +- 1.91 MPa Grupo 3: 8.38 +- 3.74 MPa Grupo 4: 6.40 +- 1.67 MPa	Los resultados más altos de adhesión indican que la mejor opción es el ácido fluorhídrico, sin embargo, el láser con o sin porcelana desglaseada proveen una buena fuerza de adhesión.	
Shiva Alavi, Soroor Samie y Seyed Amir Hossein Raji (87) 2021	Grupo 1: ácido fluorhídrico 9.6% por 2 min. Grupo 2: Láser Nd:YAG con 100 µs y 20 Hz. Grupo 3: láser dióxido de carbono 200 Hz y 5 W. Adhesivo y resina Transbond XT Fase de termociclado con 5000 ciclos de 5-55 grados centígrados.	36 muestras de cerámica de disilicato de litio. 3 grupos de 12 muestras.	Metálico Disilicato de litio	Grupo 1: 6.48 MPa Grupo 2: 1.26 MPa Grupo 3: 0.99 MPa	La aplicación del ácido fluorhídrico al 9.6% en la superficie de disilicato de litio resultó en una fuerza de adhesión aceptable. Los demás métodos no demostraron una buena fuerza de adhesión comparados con el uso del ácido fluorhídrico.	

Tabla 4. Se muestran los artículos donde se comparaba la adhesión mecánica contra la adhesión química para la preparación y cementación de brackets en superficies cerámicas.

En un estudio de Empire Aybuke Erdur en 2015 se utilizaron diferentes métodos de adhesión y preparación de superficies de cerámica feldespática y e-Max y bracket metálico. Se concluyó que el Láser Ti:sapphire da buenos resultados de fuerza de adhesión entre la base metálica del bracket y la superficie de cerámica (82). En un estudio realizado por Mohammad Hashem Hosseini en 2015 se utilizaron diferentes grupos de preparación en cerámica feldespática y bracket metálico. Se concluyó que el láser Nd:YAG con parámetros apropiados y ácido fluorhídrico pueden ser una buena alternativa para la preparación de la superficie de porcelana. No hay diferencia significativa entre la fuerza de adhesión entre los grupos con 1.5 W, 2 W y ácido fluorhídrico (91). En un estudio realizado por Soghra Yassaei en 2013 se trabajó en cerámica feldespática y bracket metálico, se concluyó que la preparación de la superficie con láser Er:YAG puede ser una buena alternativa al ácido fluorhídrico para la adhesión de brackets en porcelana (90). Se realizó un estudio por Hadi Mokhtarpur en 2020 en zirconia con bracket metálico. Se concluyó que el láser Nd:YAG a 1.5 W es una buena opción para sustituir el método de preparación de la superficie con grabado ácido (83). En un estudio realizado por Hooman Zarif Najafi en cerámica feldespática y bracket metálico. Se concluyó que resultados más altos de adhesión indican que la mejor opción es el ácido fluorhídrico, sin embargo, el láser con o sin porcelana desglaseada proveen una buena fuerza de adhesión (25). En un estudio realizado por Shiva Alavi, Soroor Samie y Seyed Amir Hossein Raji se trabajaron diferentes métodos de preparación. Como conclusión, la aplicación del ácido fluorhídrico al 9.6% en la superficie de disilicato de litio resultó en una fuerza de adhesión aceptable. Los demás métodos no demostraron una buena fuerza de adhesión comparados con el uso del ácido fluorhídrico (87).

7. CONCLUSIÓN

Basado en los resultados encontrados los diferentes métodos para la preparación de la superficie cerámica para el cementado de brackets son: mecánicos y químicos. Entre los métodos mecánicos podemos encontrar el tallado de la superficie con fresa, el uso de laser y el arenado con oxido de aluminio. Dentro de los métodos químicos podemos encontrar el uso de ácido fluorhídrico, ácido fosfórico y silano. Se concluyó que el mejor método de preparación de superficie cerámica es cuando se utiliza ácido fluorhídrico al 9,6% por 1 minuto, seguido de lavado y secado por 30 segundos más la aplicación de silano, seguido de la aplicación de adhesivo y resina. Además de este método se han estudiado distintos métodos de preparación en la superficie cerámica donde se ha demostrado que:

- El uso de silano aumenta la fuerza de adhesión.
- El arenado de la superficie cerámica con oxido de aluminio más el uso de silano puede ser una buena opción para sustituir el ácido fluorhídrico sin embargo se necesitan más estudios de esto.
- El láser por sí solo no es una buena opción de preparación de superficie, sin embargo, al combinarse con otros métodos como el arenado o el ácido fluorhídrico, presenta valores de adhesión adecuados.
- El uso del ácido fosfórico presenta valores bajos de adhesión y no se recomienda como método de preparación en superficies cerámicas.
- Los valores encontrados más bajos de adhesión fueron al utilizar fresas para tallar la superficie cerámica como método único.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Zagarra MJ. Ortodoncia en adultos. Rev Fed Odontol Colomb [Internet]. 1966;16(76):45–50. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640\(13\)70263-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640(13)70263-3)
2. Cunningham SJ, Hunt NP. Quality of life and its importance in orthodontics. J Orthod. 2001;28(2):152–8.
3. Navabi N, Farnudi H, Rafiei H, Arashlow MT. Orthodontic treatment and the oral health-related quality of life of patients. J Dent (Tehran) [Internet]. 2012;9(3):247–54. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23119134><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3484829>
4. Azuma S, Kohzuki M, Saeki S, Tajima M, Igarashi K, Sugawara J. Beneficial effects of orthodontic treatment on quality of life in patients with malocclusion. Tohoku J Exp Med. 2008;214(1):39–50.
5. Francisco I, Travassos R, Nunes C, Ribeiro M, Marques F, Pereira F, et al. What Is the Most Effective Technique for Bonding Brackets on Ceramic—A Systematic Review and Meta-Analysis. Bioengineering. 2022;9(1).
6. Alzainal AH, Majud AS, Al-Ani AM, Mageet AO. Orthodontic Bonding: Review of the Literature. Int J Dent. 2020;2020.
7. Novia IC. Comparacion de la resistencia al descementado de brackets metalicos adheridos con una resina fluida, una bioresina y una resina convencional. Suparyanto dan Rosad (2015. 2020;5(3):248–53.
8. Littlewood SJ, Tait AG, Mandall NA, Lewis DH. The role of removable appliances in contemporary orthodontics. 2000;191(6):1–24. Available

from: papers2://publication/uuid/C2D50258-8C52-4863-B71E-1CE8731C946A%0Apapers3://publication/uuid/2F45FE35-1309-492C-AB99-9A6ECCC8D9BE

9. Grewal Bach GK, Torrealbab Y, Lagravère MO. Orthodontic bonding to porcelain A systematic review. *Angle Orthod.* 2014;84(3):555–60.
10. Al-Hity R, Gustin MP, Bridel N, Morgon L, Grosogoeat B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *Eur J Orthod.* 2012;34(4):505–11.
11. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(4):387–92.
12. Tahmasbi S, Shiri A, Badiee M. Shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain surface using universal adhesive compared to conventional method. *Dent Res J (Isfahan).* 2020;17(1):19–24.
13. Flury S. Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. *Quitessenz.* 2012;41:595–600.
14. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757–85.
15. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater [Internet].* 2011;27(1):17–28. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
16. Perdigão J. New Developments in Dental Adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):333–57.
17. Perdigão J. Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion – not there yet. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020;56(1):190–207.

18. **Cardoso M V., De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. Aust Dent J. 2011;56(SUPPL. 1):31–44.**
19. **Scribante A, Contreras-Bulnes R, Montasser MA, Vallittu PK. Orthodontics: Bracket Materials, Adhesives Systems, and Their Bond Strength. Biomed Res Int. 2016;2016:10–3.**
20. **Asiry MA, AlShahrani I, Alaqeel SM, Durgesh BH, Ramakrishnaiah R. Effect of two-step and one-step surface conditioning of glass ceramic on adhesion strength of orthodontic bracket and effect of thermo-cycling on adhesion strength. J Mech Behav Biomed Mater [Internet]. 2018;84(April):22–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.04.021>**
21. **Abu Alhaija ESJ, Abu Alreesh IA, Alwahadni AMS. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. Eur J Orthod. 2010;32(3):274–80.**
22. **Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. Dent Mater. 2010;26(2):11–6.**
23. **Millett DT, Glenny AM, Mattick RCR, Hickman J, Mandall NA. Adhesives for fixed orthodontic bands. Cochrane Database Syst Rev. 2016;2016(10).**
24. **Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109(4):420–30.**
25. **Najafi HZ, Oshagh M, Torkan S, Yousefipour B, Salehi R. Evaluation of the effect of four surface conditioning methods on the shear bond strength of metal bracket to porcelain surface. Photomed Laser Surg. 2014;32(12):694–9.**

26. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2004;71(2):381–6.
27. Zhang Z chen, Qian Y fen, Yang Y ming, Feng Q ping, Shen G. Bond Strenght of metal brackets bonded to a silica-based ceramic with light-cured adhesive. *J Orofac Orthop.* 2016;77(5):366–72.
28. Yavuz T, Özyılmaz ÖY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HŞ. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J Prosthodont.* 2017;26(5):446–54.
29. Heidari S, Torkan S. Laser applications in orthodontics. *J Lasers Med Sci.* 2013;4(4):151–8.
30. Revilla-Gutiérrez V, Aranabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Gay-Escoda C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG en Odontología. *Rcoe.* 2004;9(5):551–62.
31. Xu Z, Li J, Fan X, Huang X. Bonding Strength of Orthodontic Brackets on Porcelain Surfaces Etched by Er:YAG Laser. *Photomed Laser Surg.* 2018;36(11):601–7.
32. Hou Y, Yi J, Huang Y, Gao J, Chen Y, Wang C. Effect of Er:YAG Laser Etching on the Shear Bond Strength and Microleakage of Self-Glazed Zirconia Ceramics. *Photobiomodulation, Photomedicine, Laser Surg.* 2020;38(5):289–94.
33. Hou Y, Shen R, Chen L, Chen Y, Jiang Y, Li JM, et al. Shear Bond Strength of Different CAD/CAM Ceramics: Acid vs Er:YAG Laser Etching. *Photomed Laser Surg.* 2018;36(11):614–20.
34. Al-Aali KA. Effect of phototherapy on shear bond strength of resin cements to zirconia ceramics: A systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. *Photodiagnosis Photodyn Ther [Internet].*

2018;23(April):58–62. Available from:
<https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2018.05.006>

35. Faltermeier A, Reicheneder C, Götzfried P, Proff P. Bonding Orthodontic Ceramic Brackets to Ceramic Restorations: Evaluation of Different Surface Conditioning Methods. *Mater Sci Appl.* 2013;04(07):10–4.
36. Matinlinna JP, Choi AH, Tsoi JKH. Bonding promotion of resin composite to silica-coated zirconia implant surface using a novel silane system. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(3):290–6.
37. Kocadereli I, Canay S, Akca K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(6):617–20.
38. Traklyali G, Malkondu Ö, Kazazoğlu E, Arun T. Effects of different silanes and acid concentrations on bond strength of brackets to porcelain surfaces. *Eur J Orthod.* 2009;31(4):402–6.
39. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent.* 2010;35(4):420–7.
40. Veríssimo AH, Moura DMD, Tribst JPM, de Araújo AMM, Leite FPP, de Assunção e Souza RO. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics. *Braz Oral Res.* 2019;33:1–11.
41. Sundfeld Neto D, Naves LZ, Costa AR, Correr AB, Consani S, Borges GA, et al. The effect of hydrofluoric acid concentration on the bond strength and morphology of the surface and interface of glass ceramics to a resin cement. *Oper Dent.* 2015;40(5):470–9.
42. Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Malaquias P, Gutierrez MF, Reis A, et

- al. Effect of MDP-containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Long-term Bond Strength and Chemical Interaction with Lithium Disilicate Ceramics. *J Adhes Dent.* 2017;19(3).
43. Proença MAM, Silva KTL Da, Costa E Silva A, Carvalho EM, Bauer J, Carvalho CN. Shear Strength of Brackets Bonded with Universal Adhesive Containing 10-MDP after 20,000 Thermal Cycles. *Int J Dent.* 2020;2020.
44. Del USO, Fluorhídrico Á. Uso del ácido fluorhídrico. 2017;2–5.
45. Pérez C, Latorre F, Arroyave J, Hoyos A, Grajales C, Medina V. In Vitro Evaluation of the Effect of Hydrofluoric Acid Concentration and Application Time on Adhesion To Lithium Disilicate. *Rev Fac Odontol Univ Antioq [Internet].* 2014;26(1):62–75. Available from: <http://ref.scielo.org/3kbhxx>
46. Murillo-Gómez F, Ruggenberg FA, De Goes MF. Short- and long-term bond strength between resin cement and glass-ceramic using a silane-containing universal adhesive. *Oper Dent.* 2017;42(5):514–25.
47. Kim YR, Kim JH, Son SA, Park JK. Effect of silane-containing universal adhesives on the bonding strength of lithium disilicate. *Materials (Basel).* 2021;14(14):1–11.
48. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Oper Dent.* 2015;40(4):372–8.
49. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater [Internet].* 2018;34(1):13–28. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.002>
50. Ormco. Porcelain primer. Daerah, 2009 [cited 2017 mar 14] [Internet].

2009;14(60):13–40. Available from:

<https://www.ctbadental.com/product/porcelain-prime>

51. Nuñez-Sarmiento TS, Peña-Castillo M, Mongruel-Gomes OM, Dominguez JA. Efecto del silano precalentado en la resistencia de unión de las cerámicas de disilicato de litio y cementos. *CES Odontol.* 2014;27(1):11-17–17.
52. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - An insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007;34(8):622–30.
53. Perdigão J, Dutra-Corrêa M, Saraceni CHC, Ciaramicoli MT, Kiyon VH, Queiroz CS. Randomized clinical trial of four adhesion strategies: 18-month results. *Oper Dent.* 2012;37(1):3–11.
54. Mandri M, Aguirre G A, Zamudio M. Adhesive Systems in Restorative Dentistry. *Odontoestomatologia [Internet].* 2015;17(26):50–6. Available from:
http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392015000200006
55. Mithiborwala S, Chaugule V, Munshi A, Patil V. A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An in vitro study. *Contemp Clin Dent.* 2012;3(2):158–63.
56. Grégoire G, Guignes P, Nasr K. Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives. *J Dent.* 2009;37(9):691–9.
57. Fernandes Pegado RE, Botelho do Amaral FL, Flório FM, Basting RT. Effect of Different Bonding Strategies on Adhesion to Deep and Superficial Permanent Dentin. *Eur J Dent.* 2010;04(02):110–7.

58. Freedman G, Kaver A, Leinfelder K, Afrashtehfar KI. [Dental adhesive systems: Seven generations of evolution] Sistemas de adhesivos dentales: 7 generaciones de evolución. ResearchGate [Internet]. 2017;110(October):10–20. Available from: https://www.researchgate.net/publication/319532055_Dental_adhesive_systems_Seven_generations_of_evolution_Sistemas_de_adhesivos_dentales_7_generaciones_de_evolucion
59. Eshrak Sofan, PhD Afrah Sofan, PhD Gaspare Palaia, PhD Gianluca Tenore, MD, DDS Umberto Romeo, MD, DDS Guido Migliau, MD D. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*. 2017;8(1):1–17.
60. Mandri MN, Aguirre A, Zamudio ME. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora Adhesives systems in Restorative Dentistry. *Rev Odontoestomatol*. 2015;17 (26):50–6.
61. Banegas F, Vintimilla S, Morales B, Pinos P. Uso efectivo de los adhesivos de octava generación. *Rev la Asoc Dent Mex*. 2022;79(5):284–91.
62. Alberto Albaladejo. Actualización de la adhesión en ortodoncia. *NewsGe*. 2018;(parte I):<https://news.ge/anakliis-porti-aris-qveynis-momava>.
63. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent*. 2021;33(1):51–68.
64. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):129–37.
65. Office S. Guidelines for the Safe Use of Hydrofluoric Acid. *Mater Sci*.

2007;2(617):1–7.

66. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent* [Internet]. 2020;22(1):7–34. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32030373>
67. Blakey R, Mah J. Effects of surface conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to temporary polycarbonate crowns. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2010;138(1):72–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.08.030>
68. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J* [Internet]. 2020;32(8):365–72. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2020.05.004>
69. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011;56(SUPPL. 1):84–96.
70. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011;90(8):937–52.
71. Lekesiz H. Reliability estimation for single-unit ceramic crown restorations. *J Dent Res*. 2014;93(9):923–8.
72. Labunet A, Kui A, Voina-Tonea A, Vigu A, Sava S. Orthodontic attachment adhesion to ceramic surfaces. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2021;13:83–95.
73. Di Guida LA, Benetti P, Corazza PH, Della Bona A. The critical bond strength of orthodontic brackets bonded to dental glass–ceramics. *Clin Oral Investig*. 2019;23(12):4345–53.
74. Mehmeti B, Azizi B, Kelmendi J, Iljazi-Shahiqi D, Alar Ž, Anić-Milošević

- S. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Zirconium Crowns. Acta Stomatol Croat. 2017;51(2):99–105.**
- 75. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. Angle Orthod. 2009;79(4):773–6.**
- 76. Rojas V, Gómez MI, Sampaio C, Sáez M, Oyonarte R. Análisis comparativo in vitro de la resistencia adhesiva al cizallamiento de brackets metálicos adheridos a superficies dentarias tratadas con diferentes agentes blanqueadores. Int J Interdiscip Dent. 2021;14(1):17–21.**
- 77. Cetik S, Ha TH, Sitri L, Duterme H, Pham V, Atash R. Comparison of Shear Strength of Metal and Ceramic Orthodontic Brackets Cemented to Zirconia Depending on Surface Treatment: An in Vitro Study. Eur J Dent. 2019;13(2):150–5.**
- 78. Mehta AS, Evans CA, Viana G, Bedran-Russo A, Galang-Boquiren MTS. Bonding of Metal Orthodontic Attachments to Sandblasted Porcelain and Zirconia Surfaces. Biomed Res Int. 2016;2016.**
- 79. Kurt I, Çehreli ZC, Özçırpıcı AA, Şar Ç. Biomechanical evaluation between orthodontic attachment and three different materials after various surface treatments: A three-dimensional optical profilometry analysis. Angle Orthod. 2019;89(5):742–50.**
- 80. Topcuoglu T, Oksayan R, Topcuoglu S, Coskun ME, Isman NE. Effect of er:yag laser pulse duration on shear bond strength of metal brackets bonded to a porcelain surface. Photomed Laser Surg. 2013;31(6):240–6.**
- 81. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Laffoon J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. Angle Orthod. 2005;75(5):858–64.**

82. 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.
83. Mokhtarpur H, Nafisifard M, Dadgar S, Etemadi A, Chiniforush N, Sobouti F. Shear Bond Strength of the Metal Bracket to Zirconium Ceramic Restoration Treated by the Nd: YAG Laser and Other Methods: An In Vitro Microscopic Study. *J Lasers Med Sci* [Internet]. 2020;11(4):411–6. Available from: <https://doi.org/10.34172/jlms.2020.65>
84. Alqerban A. Lithium di silicate ceramic surface treated with Er,Cr:YSGG and other conditioning regimes bonded to orthodontic bracket. *Saudi Dent J* [Internet]. 2021;33(4):188–93. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.11.012>
85. Karan S, Büyükyılmaz T, Toroğlu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: Are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132(2):144.e7-144.e14.
86. Türkkahraman H, Küçükeşmen HC. Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. *Eur J Orthod.* 2006;28(5):440–3.
87. Alavi S, Samie S, Raji SAH. Comparison of lithium disilicate–reinforced glass ceramic surface treatment with hydrofluoric acid, Nd:YAG, and CO2 lasers on shear bond strength of metal brackets. *Clin Oral Investig.* 2021;25(5):2659–66.
88. Mirhashemi A, Chiniforush N, Jadidi H, Sharifi N. Comparative study of the effect of Er:YAG and Er:Cr;YSGG lasers on porcelain: etching for the bonding of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2018;33(9):1997–2005.
89. 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(2):321–4.**
- 90. Yassaei S, Moradi F, Aghili H, Kamran MH osei. L. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er:YAG laser versus hydrofluoric acid. Orthodontics (Chic). 2013;14(1):e82–7.**
 - 91. Hosseini MH, Sobouti F, Etemadi A, Chiniforush N, shariati M. Shear bond strength of metal brackets to feldspathic porcelain treated by Nd:YAG laser and hydrofluoric acid. Lasers Med Sci. 2015;30(2):837–41.**
 - 92. Ahmad Akhoundi M, Rahmati Kamel M, Hooshmand T, Harririan I, Kharazi Fard M, Noroozi H. Assessment of Bond Strength between Metal Brackets and Non-Glazed Ceramic in Different Surface Treatment Methods. J Dent (Tehran) [Internet]. 2010;7(2):64–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21998777><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3184746>**
 - 93. Larmour CJ, Bateman G, Stirrups DR. An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. Eur J Orthod. 2006;28(1):74–7.**
 - 94. Golshah A, Mohamadi N, Rahimi F, Pouyanfar H, Tabaii ES, Imani MM. Shear Bond Strength of Metal Brackets to Porcelain Using a Universal Adhesive. Med Arch (Sarajevo, Bosnia Herzegovina). 2018;72(6):425–9.**
 - 95. Mehmeti B, Kelmendi J, Ilijazi-Shahiqi D, Azizi B, Jakovljevic S, Haliti F, et al. Comparison of shear bond strength orthodontic brackets bonded to zirconia and lithium disilicate crowns. Acta Stomatol Croat. 2019;53(1):17–27.**
 - 96. Akhoundi MA, Kamel MR, Hashemi SM, Imani M. Tensile bond strength of metal bracket bonding to glazed ceramic surfaces with different surface conditionings. J Dent (Tehran) [Internet]. 2011;8(4):201–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22509459><http://www.pubmed>**

central.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3320755

97. **Kutalmis Buyuk S, Kucukekenci AS. Effects of different etching methods and bonding procedures on shear bond strength of orthodontic metal brackets applied to different CAD/CAM ceramic materials. Angle Orthod. 2018;88(2):221–6.**
98. **Ghozy EA, Shamaa MS, El-Bialy AA. In vitro testing of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different novel CAD/CAM ceramics. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects [Internet]. 2020;14(4):239–43. Available from: <https://doi.org/10.34172/joddd.2020.042>**
99. **Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;128(5):630–7.**

