



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

Unitat Docent de Prostodòncia i Oclusió
Departament d'Estomatologia
Facultat de Medicina i Odontologia
Universitat de València

“Análisis del comportamiento de materiales de restauración sometidos a un ensayo de microtracción”

Memoria de investigación que presenta

Eva González Angulo

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universitat de València

Directores del trabajo
Prof. Dr. Antonio Fons Font
Prof. Dr. Juan Luis Román Rodríguez
Prof. Dr. Javier Casas Terrón

Valencia, mayo 2022



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

“Análisis del comportamiento de materiales de restauración sometidos a un ensayo de microtracción”

Memoria de investigación que presenta

Eva González Angulo

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universitat de València

Programa de Doctorado en Odontología (código 3143, RD 99/2011)

Directores del trabajo

Prof. Dr. Antonio Fons Font

Prof. Dr. Juan Luis Román Rodríguez

Prof. Dr. Javier Casas Terrón

Unitat Docent de Prostdòncia i Oclusió

Departament d'Estomatologia

Facultat de Medicina i Odontologia

Universitat de València

Valencia, mayo 2022

Don Antonio Fons Font, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, Don Juan Luis Román Rodríguez, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València y Don Javier Casas Terrón, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado “Análisis del comportamiento de materiales de restauración sometidos a un ensayo de microtracción”, del que es autora Eva González Angulo, ha sido realizado en este departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia, a 2 de mayo de 2022.

Fdo:
Antonio Fons Font

Fdo:
Juan Luis Román Rodríguez

Fdo:
Javier Casas Terrón

Dedicatorias.

A mis amigas y a mis amigos, por ayudarme a disfrutar la vida.

A mi madre, a mi padre y a mi hermana, por estar siempre a mi lado, y siempre sonriendo.

A mis hijos, Carmen y Jaime, mi mayor fuente de felicidad.

A Juan, mi amor. Juntos nos está quedando una vida muy bonita.

Agradecimientos.

A mis directores de este trabajo de investigación, gracias a los cuales he podido concluir este proyecto:

- A Antonio Fons Font, por tu guía, por tu empatía, por tu disposición a ayudarme siempre. Aunque el camino ha sido largo, siempre me has animado.
- A Juan Luis Román Rodríguez, por tu ayuda, por tu paciencia, tu infinita paciencia conmigo. Gracias por no dejarme sola.
- A Javier Casas Terrón, mi amigo mayúsculo, mi maestro, mi gurú. La Odontología y la facultad no las entiendo sin ti. Gracias por tu cariño, por lo que me has enseñado y sigues enseñándome.

A todos mis compañeros y amigos de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión, por hacer que venir a trabajar en la Facultad sea una alegría semanal.

A Lucía Fernández de Estevan, un regalo que me ha dado la vida. Tu capacidad de trabajo, tu lucha, tu coraje, tanto en lo profesional como en lo personal, siempre me servirá de ejemplo a imitar. Te quiero amiga.

A Jose Luis Bustos Salvador, por ser mi amigo, mi compañero, en la facultad y fuera de ella. Mi referencia máxima en disfrutar la vida.

A Ole Andresen Ribes, por ser mi amigo, por tus abrazos, por hacerme reír todas las semanas, porque a tu lado siempre luce el sol.

A Carlos Labaig Rueda por lo fácil que me has puesto que le dedicara todo el tiempo necesario a la experimentación.

A Georgina García Engra, a Ana Ortolá Ortolá y a Matías Moreno Aroca, por hacer que mi ausencia en clínica pase desapercibida.

A Ángel Vicente Escuder y a Vicente Amigó Borrás, del Instituto de Tecnología de Materiales, de la Universitat Politècnica de València, por su amabilidad, por su disposición para ayudarme en la preparación de las muestras y por solucionarme todas las dudas que les planteé.

A Silvia del Cid Rodríguez, por tu compañía en el laboratorio y por tu ayuda. Nunca pensé que algo tan tedioso me trajera una amiga tan divertida.

A Juan Luis Gómez Martínez, estadístico de St. Halley, por hacer la estadística de este trabajo y por ayudarme a comprenderla.

A Julián Alcoriza Fenollar, director técnico de Ecodent Tècnics Dentals, por la colaboración en la preparación de la cerámica.

A Rafa Gálvez, del Departamento de Estomatología, por su ayuda con todos los trámites burocráticos necesarios para hacer de este proyecto una realidad.

Abreviaturas.

μm : micrómetro.

BisGMA: bisfenol glicidil metacrilato.

BPDM: bisfenol dimetacrilato.

CAD-CAM: *Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing* (diseño asistido por ordenador – fabricación asistida por ordenador).

DMA: dimetacrilato.

Fig.: figura.

HEMA: 2-hidroxietil metacrilato.

MDP: 10-metacrililoiloxidecil dihidrogen fosfato.

mm^2 : milímetros cuadrados.

MPa: megapascal.

N: newton.

nm: nanómetro.

PICN: *Polymer-Infiltrated Ceramic Network* (matriz cerámica infiltrada con polímero).

PMMA: polimetilmetacrilato.

RAE: Real Academia Española.

RNC: *Resin Nanoceramic* (resina nanocerámica).

SEM: *Scanning Electron Microscope* (microscopio electrónico de barrido).

TEGDMA: dimetacrilato de trietilenglicol.

UDMA: dimetacrilato de uretano.

Índice

17	1. Introducción.
21	2. Revisión bibliográfica.
23	2.1. Introducción.
24	2.2. Clasificación de los materiales de restauración dentales.
26	2.3. Evolución histórica.
26	2.3.1. Evolución histórica de las cerámicas
28	2.3.2. Evolución histórica de las resinas compuestas.
31	2.3.3. Evolución histórica de los materiales de restauración híbridos.
34	2.4. Adhesión.
34	2.4.1. Generalidades.
34	2.4.1.1. Conceptos.
34	2.4.1.2. Adhesión dental.
37	2.4.1.3. Clasificación de los sistemas adhesivos.
39	2.4.2. Protocolos de adhesión de los materiales restauradores.
39	2.4.2.1. Tratamientos de superficie de los materiales restauradores.
40	2.4.2.2. Acción química sobre la superficie tratada para mejorar la adhesión final.
41	2.4.2.3. Cementos.
42	2.5. CAD-CAM.
42	2.5.1. Concepto de restauraciones CAD-CAM.
43	2.5.2. Sistemática de trabajo CAD-CAM.
44	2.5.3. Ventajas e inconvenientes del CAD-CAM.
47	3. Justificación y objetivos.
49	3.1. Justificación.
49	3.2. Hipótesis de trabajo.
49	3.3. Objetivos.
49	3.3.1. Objetivo general.
50	3.3.2. Objetivos específicos.
53	4. Material y método.
55	4.1. Material.
55	4.1.1. Listado de materiales utilizados.
57	4.1.2. Fabricación de los especímenes.
61	4.1.3. Obtención de las varillas.
64	4.2. Método.
64	4.2.1. Ensayo de las varillas.
68	4.2.2. Análisis estadístico.

Índice

71	5. Resultados.
73	5.1. Resultados del ensayo de microtracción.
75	5.2. Estudio comparativo de los grupos en función de la fuerza.
79	5.2.1. Efecto de la posición de la varilla.
82	5.2.2. Predicción de la probabilidad de fractura (modelo Weibull).
85	5.3. Estudio comparativo estadístico de los tipos de fractura.
87	5.3.1. Relación entre tipo de fractura y fuerza.
88	5.3.2. Relación entre tipo de fractura y posición de la varilla.
91	6. Discusión.
93	6.1. Discusión de la selección de material.
98	6.2. Discusión del método.
98	6.2.1. Discusión del test de medición de la resistencia adhesiva empleado.
100	6.2.2. Discusión sobre la preparación de los especímenes.
101	6.2.3. Discusión sobre el pulido de la superficie adhesiva.
101	6.2.4. Discusión sobre el almacenamiento de las muestras.
102	6.3. Discusión de los resultados.
102	6.3.1. Discusión de los resultados del ensayo de microtracción.
113	6.3.2. Discusión de los resultados del análisis con microscopía óptica del tipo de fallo.
114	6.4. Repercusiones prácticas y aplicaciones clínicas.
117	7. CONCLUSIONES.
119	7.1. Conclusiones respecto al objetivo general.
119	7.2. Conclusiones respecto a los objetivos específicos.
119	7.2.1. Conclusiones del ensayo de microtracción.
119	7.2.2. Conclusiones del tipo de fractura.
121	8. Bibliografía.
131	9. Anexos.

Introducción **1**

1.1. Introducción.

El desarrollo de nuevos materiales estéticos ha sido posible gracias a dos factores: la creciente demanda estética por parte de la sociedad y la mejora tecnológica motivada por la implementación de los procesos CAD-CAM en Odontología. Estos materiales nos permiten en la actualidad realizar restauraciones indirectas más conservadoras con la estructura dental remanente, evitando en muchas ocasiones las restauraciones de recubrimiento completo. Dichos materiales, al haber sido confeccionados mediante tecnología CAD-CAM, poseen una precisión y reproductibilidad excelente.

Dentro de la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, numerosos trabajos han sido llevados a cabo durante los últimos diez años con el fin de investigar el comportamiento de estos nuevos materiales y evaluar si estas alternativas de tratamiento presentan unos valores similares o incluso superiores a las cerámicas que hasta ahora veníamos utilizando de manera convencional. Para ello, se han realizado estudios de compresión, de microscopía y de adhesión, y dentro de estos últimos, tanto de cizalla como de microtracción, como es el caso del presente estudio.

Para la realización de los mismos hemos contado con el respaldo de la Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética (SEPES), entidad que nos ha concedido durante dos años consecutivos (2014 y 2015) la Beca SEPES de Ayuda a la Investigación en Prótesis Estomatológica y Estética Dental.

Revisión bibliográfica **2**

2.1. Introducción.

La Odontología actual tiene como objetivos principales la reparación de las lesiones dentales y el mantenimiento de los dientes mediante el tratamiento de las patologías periodontales.

Las lesiones dentales pueden ser provocadas tanto por procesos claramente patológicos, principalmente la caries, como por aquellas situaciones que originan desgastes de las superficies dentales. Estas últimas pueden ser de origen mecánico o bien químico (Lussi, 2008).

Las pérdidas de sustancia dental causadas por acción mecánica de origen interno, es decir, por fricción entre las arcadas, se denominan atrición. Si la causa es externa, como ocurre con el cepillado, el bolo alimenticio o la interposición reiterada de determinados objetos, se llamaría abrasión. Ambos procesos, cuando suceden de un modo leve, pueden ser considerados fisiológicos en personas de edad avanzada (Van 't Spijker, 2009). Pero, cuando aparecen en personas jóvenes, o bien cuando el desgaste es más grave, lo consideraremos patológico. La causa más frecuente es la presencia de actividades parafuncionales, como el bruxismo (Lobbezoo, 2013).

Los desgastes causados por procesos químicos o electrolíticos se denominan erosión. Estas lesiones pueden ser debidas a factores extrínsecos como la ingesta de determinadas comidas y bebidas, o bien a factores intrínsecos, como la llegada de ácido gástrico a la cavidad oral.

La reparación de estas lesiones, sea cual sea su origen, puede ser realizada aplicando el concepto de odontología mínimamente invasiva, mediante el cual intentaremos reponer el tejido perdido sin apenas realizar preparación a los dientes, ya de por sí muy deteriorados (Magne, 2007). La aplicación de este tipo de odontología es posible por los avances en dos campos básicos: la adhesión y los materiales de restauración.

Desde que en los años 50 se empezó a emplear el ácido ortofosfórico para grabar el diente hasta la actualidad, ha habido una mejora constante de todos los elementos que condicionan la adhesión. Estos valores se han incrementado de tal modo que han permitido un cambio en la filosofía de tallado de nuestras restauraciones. La necesidad de retención mecánica que condicionaba nuestras preparaciones hace unas décadas ya no es necesaria, pues la fuerza de adhesión de los materiales actuales es suficiente para asegurar el éxito de nuestras restauraciones.

La sociedad actual demanda unos requisitos estéticos muy altos; esto, en nuestro ámbito, se traduce en la necesidad de emplear materiales que imiten cada vez mejor los tejidos dentales, tanto en color como en translucidez, fluorescencia, luminosidad..., de modo que pasen desapercibidos una vez colocados sobre el diente. Pero, aunque es en nuestra época donde se están imponiendo los cánones de estética más exigentes, desde que se tiene constancia histórica, los humanos hemos intentado reponer tanto la función como la estética perdida.

En las últimas décadas, el material de referencia empleado para restaurar la estética ha sido la porcelana. Con la evolución de la misma, se ha intentado mejorar la característica más desfavorable de esta: la fragilidad. Se han creado cerámicas que han incrementado en gran manera la resistencia a la vez que se mejoraban sus condiciones estéticas. Sin embargo, el módulo de elasticidad de estos materiales constituye un problema, ya no se asemeja tanto al de los tejidos dentales como el de las resinas compuestas, también llamados composites (Lawson, 2016).

Con todas las mejoras a nivel tecnológico que están surgiendo, el rango de alternativas terapéuticas del que disponemos es cada vez más amplio. En la última década, han aparecido nuevas posibilidades que pretenden reunir las ventajas de las cerámicas y de los composites, consiguiendo así un compuesto híbrido con características mecánicas más similares al diente que las que nos aportaban las porcelanas. Pero con estos materiales tenemos menos experiencia, y debido a lo recientes que son, todavía no hay tantos estudios científicos, como existen de las porcelanas, que avalen todas las ventajas con las que las casas comerciales nos los describen.

Además de mejores propiedades, estos nuevos materiales incorporan un manejo innovador respecto a lo realizado durante las décadas anteriores. En ellos se sustituye la fabricación manual de las restauraciones por un tratamiento digital, donde el odontólogo captura mediante una cámara la preparación y realiza un modelo digital para, bien él, o bien el técnico, hacer posteriormente el diseño virtual en un ordenador. Una vez tenemos nuestra prótesis diseñada, una máquina fresadora, dirigida por un programa, convierte un bloque del material que hayamos seleccionado en nuestra restauración (Sulaiman, 2020). Utilizamos el término CAD-CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing*: Diseño asistido por ordenador - Fabricación asistida por ordenador) para referirnos a este conjunto de técnicas.

2.2. Clasificación de los materiales de restauración dentales.

En Odontología, tenemos la posibilidad de restaurar los dientes con distintos tipos de materiales, que podremos clasificar en función del estado físico en el que están cuando los ponemos en contacto con el diente. Así, los materiales sólidos son aquellos que ya se introducen en la cavidad oral completamente polimerizados y estables dimensionalmente. Dentro de este grupo, los clasificaremos en función de su composición en metales, cerámicas, composites polimerizados y materiales híbridos. Hablamos, por el contrario, de materiales plásticos cuando los colocamos sobre el diente y los manipulamos para darles la anatomía apropiada, polimerizándolos una vez hemos conseguido nuestro objetivo.

Diferenciamos dos tipos de materiales plásticos: los composites y los ionómeros de vidrio, aunque estos últimos no los estudiaremos debido a sus menores cualidades estéticas.

- Sólidos.
 1. Metales.
 2. Cerámicas.
 3. Composites polimerizados.
 4. Materiales híbridos.

- Plásticos.
 1. Composites.
 2. Ionómeros de vidrio.

Los metales son materiales que están en desuso, y no consideramos que deban ser empleados para la confección de restauraciones estéticas. En nuestro estudio vamos a valorar la capacidad de resistencia adhesiva de materiales de restauración confeccionados sólo por técnicas CAD-CAM, por lo que nos vamos a restringir al empleo de cerámicas, composites polimerizados y materiales híbridos.

Los materiales estéticos sólidos presentan, a su vez, subgrupos. En la tabla 1 los hemos clasificado.

1. CERÁMICAS.
 - 1.1. Cerámicas de silicatos.
 - 1.1.1. Feldespáticas convencionales.
 - 1.1.2. Feldespáticas de alta resistencia.
 - a. Reforzadas con leucita.
 - b. Reforzadas con disilicato de litio.
 - 1.2. Cerámicas de óxidos.
 - 1.2.1. De óxido de aluminio.
 - 1.2.2. De óxido de circonio.
2. RESINAS COMPUESTAS.
 - 2.1. Composites de nanorrelleno.
 - 2.2. Composites de microrrelleno.
 - 2.3. Composites micro/nanohíbridos.
3. MATERIALES HÍBRIDOS.
 - 3.1. Cerámicas infiltradas de resina compuesta.
 - 3.2. Resina compuesta infiltrada de cerámica.

Tabla 1. Clasificación de los materiales de restauración.

En nuestro trabajo, emplearemos como grupo control una cerámica feldespática de alta resistencia, ya que se trata de un material con mucha experiencia clínica y avalado por numerosos trabajos de investigación, que, en esta tabla, aparece con el epígrafe 1.1.2.b. Además, estudiaremos el comportamiento de dos materiales híbridos: una cerámica infiltrada de resina compuesta y una resina compuesta infiltrada de cerámica (epígrafes 3.1 y 3.2 respectivamente).

2.3. Evolución histórica.

2.3.1. Evolución histórica de las cerámicas.

Según la RAE, porcelana es un “material de cerámica fino, brillante y generalmente translúcido que se inventó en China” y cerámica es “el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana”. En el ámbito odontológico, los términos cerámica dental o porcelana dental se emplean indistintamente.

La porcelana se viene utilizando en Odontología desde hace más de dos siglos, ya que es un material con unas características estéticas cercanas a las que definirían el material restaurador dental ideal: sus excelentes propiedades ópticas favorecen el mimetismo con los dientes adyacentes. Además, es biocompatible, posee estabilidad química, tiene una correcta resistencia a la compresión, baja conductividad térmica y es estable en el medio oral. Su desventaja principal es la fragilidad a las fuerzas de tracción y su módulo de elasticidad alto.

Las porcelanas dentales están formadas por un vidrio en el que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados, es decir, una fase amorfa vítrea (feldespatos) que contiene una fase ordenada cristalina (sílice). Cuando se mezcla el feldespato con algún óxido metálico y se cuece a alta temperatura, forma una fase de vidrio capaz de ablandarse y fluir a las temperaturas de cocción de la porcelana. Esta fase vítrea sirve de matriz para el cuarzo, que constituye la fase cristalina, el cual permanece en suspensión en la masa y actúa como endurecedor de la porcelana, estabilizando dicha masa a altas temperaturas.

La composición de la porcelana feldespática convencional (Anglada, 1992) es la siguiente:

- Feldespato (silicato aluminico-potásico): 73-85%.
- Cuarzo (óxido de sílice): 13-25%.
- Caolín (silicato aluminico): 0-4%.
- Colorantes, fundentes y opacificadores: 5%.

Las primeras coronas completas cerámicas estaban basadas en lo que actualmente conocemos como cerámicas de silicatos o feldespáticas, cuya base es la sílice. En 1888, Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit, planteó un nuevo método de fabricación de coronas cerámicas sinterizadas sobre una fina lámina de platino. No tuvo demasiado éxito porque el ajuste no era bueno y porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir.

Gracias a la invención del horno eléctrico en 1894 y a las porcelanas de baja fusión en 1898, Land en 1903 creó las primeras coronas completamente cerámicas (Kina, 2005; Ring, 1985).

Pero estas primeras porcelanas tenían una baja resistencia, y la mayoría de veces no soportaban, sin fracturarse, cargas oclusales, por lo que no podían ser empleadas en sectores posteriores. La industria fue desarrollando nuevas cerámicas, incluyendo en su composición distintas combinaciones de elementos químicos, con el objetivo de mejorar tanto la resistencia como la estética. En la década de los 80 y los 90 del siglo pasado surgen compuestos de leucita, fluormica, apatita, ... con unas propiedades físicas, publicitadas por sus fabricantes, óptimas. Sin embargo, los estudios científicos independientes que se realizaron una vez lanzadas al mercado comprobaron que sus cifras de resistencia no eran tan altas. Por esa razón, la mayoría de estos materiales cayeron en desuso (Casas, 2015).

A principios de los 90, la técnica de inyección con el método de la cera perdida fue introducida en Odontología como una innovación para las restauraciones totalmente cerámicas. El sistema IPS Empress® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), una cerámica sensible al ácido, reforzada con leucita, es uno de los materiales más representativos de las cerámicas llamadas prensables. Posteriores mejoras de este sistema llevaron a la introducción del sistema de cerámica vítrea reforzada con disilicato de litio (IPS Empress 2®) con una mayor resistencia. Más recientemente, reemplazando a esta última, apareció el sistema IPS e.max Press®, también basado en el disilicato de litio, pero con mejores propiedades físicas, mecánicas y translucidez a través de diferentes procesos térmicos (Guess, 2010). En la actualidad, disponemos también de esta cerámica de disilicato de litio en bloques para ser fresados con tecnología CAD-CAM (IPS e.max CAD®). Este material será uno de los que incluyamos en nuestro estudio de adhesión, ya que sus propiedades mecánicas y capacidad de adhesión están ya lo suficientemente contrastadas como para usarlo como grupo control (Roman, 2010).

En la expansión en el uso de restauraciones completamente cerámicas ha tenido mucha importancia la incorporación de la adhesión como protocolo para fijar las mismas. Ya en los estudios de revisión de Malament y Socransky en 2001 (Malament, 2001), se constató que las restauraciones tratadas con grabado ácido y cementadas con cemento de resina tenían una tasa de éxito superior a aquellas cementadas con oxifosfato y sin tratamiento de superficie. Además, la porcelana, una vez adherida, incrementa su resistencia con respecto a los valores que presenta cuando no tiene esta unión al diente subyacente (Neiva, 1998; Pallis, 2004; Al-Makramani, 2008). Esto justifica el que, hoy en día, esta técnica de cementado adhesivo sea aplicada de modo exclusivo para la fijación de las restauraciones (Kelly, 2004).

A finales del siglo XX, surgen las cerámicas de óxidos, tanto de aluminio como de circonio. Estas últimas han tenido un gran éxito y expansión comercial, ya que reúnen unas mejores características estéticas que los metales clásicos, debido a su color blanquecino, con unas propiedades físicas mucho mejores, en cuanto a resistencia se refiere, que las porcelanas de silicatos. Además, este tipo de cerámicas ha aportado un nuevo protocolo de confección de la restauración: el diseño y fabricación asistidos por ordenador (CAD-CAM). Aunque estas cerámicas de óxidos tienen un color blanco o blanquecino, no nos aportan la translucidez ni una estética tan buenas como las que nos proporcionan las cerámicas de silicatos, por lo que se suelen emplear como material para confeccionar una cofia interna que será recubierta con cerámica de silicatos.

Debido a algunos problemas en la unión entre estos dos tipos de porcelanas, en los últimos años se está tendiendo a emplear la circona monolítica, confeccionada a partir de un bloque, sin la adición de cerámica en superficie, y cuyo procesado siempre es por CAD-CAM.

Pero las cerámicas de óxido de circonio tienen otro inconveniente, y es que actualmente no existe un protocolo que consiga adhesión de la restauración al diente con unos valores similares a las cerámicas de silicatos, lo que los descarta como materiales ideales para la realización de restauraciones de recubrimiento parcial. Ya que en nuestro estudio vamos a estudiar la resistencia adhesiva, desecharemos incluir algún grupo con este tipo de materiales.

2.3.2. Evolución histórica de las resinas compuestas.

La historia de las resinas compuestas comienza durante la primera mitad del siglo XX. Hasta ese momento, los únicos materiales que tenían color dental y se empleaban para hacer restauraciones estéticas eran los silicatos. Estos materiales tenían grandes desventajas, siendo la principal el desgaste elevado que sufrían a corto plazo. A finales de los años 40, surgen las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) que empiezan a reemplazar a los silicatos. Pero tenían una elevada contracción de polimerización, y como consecuencia, una gran filtración marginal. En 1951, Knock y Glenn proponen incorporar partículas de relleno a estas resinas (Abate, 2010).

La era de las resinas modernas comienza en 1962, cuando Bowen patentó su resina bisGMA (bisfenol glicidil metacrilato), también conocida como fórmula de Bowen. Esta resina, a la que se añadió un silano o agente de acoplamiento con las partículas de relleno, comienza a ser empleada como matriz de los composites. Desde este momento, las resinas compuestas han tenido continuas mejoras, sobre todo encaminadas a solventar el mayor problema que presentan, que es la contracción de polimerización.

Tradicionalmente, la clasificación más usada para las resinas compuestas es aquella basada en el tamaño de sus partículas de relleno, realizada por Lutz y Phillips (Lutz, 1983). Dividen las resinas compuestas en composites de macrorrelleno (partículas de 0,1 a 100 μm), de microrrelleno (partículas de 0,04 μm) y composites híbridos (partículas de diferentes tamaños).

A medida que la tecnología de producción de los materiales fue avanzando, tal y como podemos ver en la figura 1, aparecieron nuevos composites que ya no se podían incluir en la clasificación de Lutz y Phillips. Por ello nos parece una buena alternativa modificar esta clasificación del modo en que propone Hirata (Hirata, 2012).

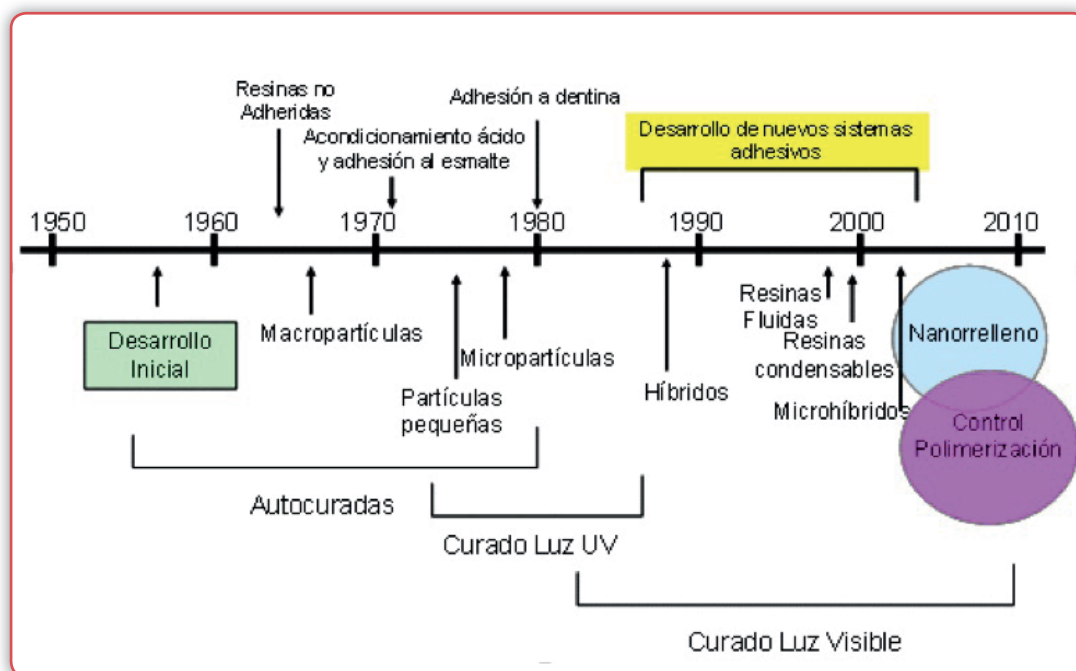


Fig. 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. Ilustración tomada de Rodríguez, 2008.

A) Resinas de macropartículas.

Son las más antiguas pues surgieron en los años 70. Se componían de partículas de sílice con un tamaño grande, que podía llegar hasta los $50\ \mu\text{m}$, y que ocupaban el 60-70% del volumen. Tenían muchos problemas de manejo y mantenimiento y hoy en día no se emplean.

B) Resinas de partículas pequeñas.

Para mejorar el aspecto de las restauraciones, se cambió el tamaño de la partícula, haciéndola más pequeña, entre $0,5$ y $3\ \mu\text{m}$. Pero la matriz orgánica seguía siendo la misma. Su ventaja frente a las de macropartícula es que, como el tamaño de las partículas es menor, se hace una mejor distribución de la carga, con lo que se aumenta la resistencia de la resina. Pero al examen clínico, este tipo de materiales no mantiene el pulido a lo largo del tiempo. Algunos ejemplos de estos composites son el Z100® y Z250® (3M ESPE, St. Paul, MN, EEUU).

C) Resinas de micropartículas.

Las partículas de sílice coloidal se redujeron mucho, hasta los $0,004 \mu\text{m}$ (4 nanómetros (nm)). Pero si estas partículas se incluyen directamente en la matriz orgánica, el área de la superficie aumenta considerablemente y se requiere de mayor cantidad de monómero, lo que no es conveniente. Esto se solucionó con la obtención de partículas de carga prepolimerizada, es decir, se prepara una pasta uniendo monómero con sílice coloidal tratado con silano, y una vez polimerizado se tritura este producto. Las partículas generadas tienen entre 5 y $50 \mu\text{m}$, y se vuelven a unir con más sílice coloidal y monómero. Las características micrométricas de la carga dotan al composite de una superficie muy lisa y con un excelente pulido, lo que le hace el material de elección para las restauraciones estéticas. Son composites de este tipo Durafill VS® (Heraeus Kulzer GmGH, Hanau, Alemania), Aura® esmalte (SDI Limited, Victoria, Australia) o Renamel Microfill® (Cosmedent, Chicago, IL, EEUU) entre otros.

D) Resinas microhíbridas (híbridas modernas).

Este grupo presenta en su parte inorgánica partículas de sílice coloidal y vidrios con metales pesados de un tamaño entre $0,4$ y $1 \mu\text{m}$ y que suponen el 75-80% del peso del composite. Esta presencia de mayor número de partículas, pero de tamaño más pequeño, permite una distribución más compacta y le dota de unas propiedades físicas que hacen recomendable su uso tanto en sectores posteriores, donde la resistencia es un factor primordial, como en anteriores.

Estos composites se lanzaron al mercado con la presentación tradicional y con dos formas más novedosas: los fluidos y los condensables, en función de la viscosidad que posean. Las resinas de viscosidad baja presentan menor contenido inorgánico, por lo que sus propiedades mecánicas se reducen entre un 10 y un 40% frente a los composites tradicionales, por lo que no se recomienda su uso en áreas con elevada carga masticatoria. Las resinas de alta viscosidad o condensables están indicadas para restaurar puntos de contacto y zonas sometidas a grandes esfuerzos masticatorios. Sin embargo, su elevada viscosidad dificulta la humectación de las paredes de la preparación, lo que puede ocasionar un desajuste marginal. En el mercado podemos encontrar resinas microhíbridas como Glacier® (SDI Limited), Estelite® (Tokuyama Dental, Tokio, Japón), Esthet X® (Dentsply Sirona, York, PA, EEUU), Filtek Z100® (3M ESPE), ...

E) Resinas compuestas de nanopartículas.

La nanotecnología ha permitido la aparición de estas nuevas resinas, que presentan partículas de un tamaño inferior a los 100 nm, denominadas nanopartículas. Con la manipulación de nanoestructuras se pueden elaborar composites universales, capaces de tener un alto grado de pulido, casi como los de micropartículas, y con propiedades mecánicas satisfactorias propias de los composites híbridos. Las nanopartículas se agrupan en estructuras mayores denominadas nanoagregados (*nanoclusters*) de un tamaño medio de $0,6 \mu\text{m}$. Estas estructuras suponen el 59% de carga en volumen, lo que proporciona una resistencia mecánica apropiada para zonas de altas cargas masticatorias. El primer composite de estas características que apareció en el mercado era Filtek Supreme® (3M ESPE), que fue mejorado con el lanzamiento de Filtek Supreme XT®.

F) Resinas a base de siloranos.

El problema principal que presentan los composites es el desajuste marginal que aparece como consecuencia de la contracción de polimerización. Este inconveniente se intentaba solucionar con la adición de mayor carga y por lo tanto reduciendo la cantidad de matriz orgánica, ya que la contracción es una propiedad intrínseca de la matriz. Los estudios que intentaban cambiar la composición de la matriz han propuesto para solucionar el problema la incorporación de una estructura química denominada silorano.

A finales de 2007, la casa comercial 3M ESPE lanzó al mercado Filtek Silorane[®], comercializado en América latina como Filtek P90[®]. Este composite presenta una gran novedad, que es la introducción de silorano en la composición de su matriz orgánica. Este monómero en forma de anillo sufre al activarse un proceso de apertura de su unión cíclica, lo que implica una ganancia de espacio; esto se manifiesta en una contracción volumétrica significativamente menor (Asmussen, 2005). Dicho material presenta un sistema de adhesión exclusivo que consigue menores valores de filtración marginal que los de los adhesivos convencionales (Barrientos, 2010).

Todos los composites, si los empleamos de modo indirecto, ya sea mediante preparación tradicional en laboratorio, o mediante fresado de bloques de composite con tecnología CAD-CAM, nos van a proporcionar mejores resultados que los directos, ya que reducen sus deficiencias, aumentan el grado de conversión y desaparecen las faltas de ajuste debidas a la contracción de polimerización en la cavidad oral; todo esto mejorará sus propiedades físicas y mecánicas (Soares, 2004). Además, tienen mejor resistencia al desgaste y anatómicamente permiten una mejor reproducción, tanto de la anatomía oclusal como de los puntos de contacto proximales.

2.3.3. Evolución histórica de los materiales de restauración híbridos.

La creación de nuevos materiales y la mejora de los que ya tenemos disponibles es una constante en la industria relacionada con la Odontología. Los criterios de selección de los materiales que vamos a emplear en la restauración dental consisten en determinar cuál es el que mejor va a restituir las características perdidas de los dientes y cuál tiene mayor mimetismo, tanto en su aspecto como en su comportamiento. Las cerámicas dentales nos proporcionan una estética muy adecuada, pero presentan un módulo de elasticidad que difiere bastante del de la dentina. En cambio, los composites sí que presentan un comportamiento similar a esta, pero su resistencia es inferior y se abrasionan más. Los materiales híbridos surgen con la idea de aunar las características positivas de ambos. Otra ventaja añadida de los materiales híbridos es que todos ellos se presentan en modo de bloques para su fresado mediante procesos de CAD-CAM; por lo tanto, nos ofrecen las ventajas añadidas de todos los materiales procesados en laboratorio frente a los empleados de modo directo en clínica.

Los primeros materiales híbridos presentados en bloque surgidos en la década pasada son los composites con relleno cerámico. En 2010, aparece Paradigm MZ100® (3M ESPE). Este material contiene un 85% de relleno de nanopartículas de óxido de circonio (ZrO_2) y óxido de sílice (SiO_2) en una matriz de BisGMA y TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol), una composición muy similar al composite directo Z100® de la misma casa comercial. En 2012, 3M ESPE lanza al mercado Lava Ultimate®, denominada “nanocerámica” por esta casa comercial. Este producto consta de un 79% de partículas dispersas o agregadas (*nanofillers*) de zirconia y sílice por lo que el relleno es similar al de los composites directos. La diferencia radica en la matriz, que es de dimetacrilato de uretano (UDMA). Posteriormente, GC (GC Corporation, Tokio, Japón) presentó Cerasmart®, Coltene (Coltene Holding, Alstätten, Suiza) introdujo en el mercado Brilliant Crios®, y Shofu (Shofu Inc., Kioto, Japón) sacó Shofu Block HC®. Todas estas casas comerciales emplean el término “cerámica híbrida” para referirse a ellos, pero este término es confuso, porque, desde un punto de vista mecánico, estos materiales no tienen las características de las porcelanas. Realmente, por su composición basada en una matriz de UDMA con un relleno disperso de vidrio con base y partículas de sílice, debería considerarse como parte de la familia de los composites (Awada, 2015). En parte de la bibliografía consultada, este tipo de materiales son denominados *RNC* (*resin nanoceramic*), término que podría ser traducida como resina infiltrada con nanocerámica (Stawarzyck, 2012; Magne, 2014; Park, 2016).

La segunda familia de materiales híbridos en bloque que existe a fecha de hoy son los denominados en inglés *PICN materials* (*Polymer-infiltrated ceramic network* o matriz cerámica infiltrada con polímero). La idea de crear este tipo de materiales surge inspirada por la cerámica In Ceram System® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), creada en 1980 por VITA, con la intención de sustituir el vidrio por un polímero. Este material es el resultado de la infiltración de un entramado de cerámica de vidrio presinterizada con un monómero, el cual es polimerizado posteriormente. De este modo, el *PICN* posee un esqueleto tridimensional de partículas cerámicas interconectadas, a diferencia de los otros materiales híbridos, que poseen las partículas cerámicas dispersas. Esta estructura distribuye mejor las fuerzas, y, por ello, mejora las propiedades físicas (Mainjot, 2016).

En 2012, VITA lanza al mercado el primer *PICN*, llamado VITA Enamic® (VITA Zahnfabrik). Este material está compuesto en un 86% por una matriz inorgánica de cerámica feldespática, infiltrada con un monómero y posteriormente polimerizado. La parte orgánica polimérica supone el 14% del peso y está constituida por UDMA y TEGDMA. Con este material, aparecieron algunos problemas iniciales debido a la contracción de polimerización del polímero en la red cerámica, que fueron solventados cuando se introdujo un nuevo proceso de fabricación que incluía un aumento de presión y de temperatura. En un estudio de Nguyen, se analizó cómo influía el tratamiento con alta temperatura y presión (180°C y 300 MPa) y la presencia de iniciador de la polimerización en las características mecánicas de los materiales híbridos, y concluyeron que el aumento tanto de la temperatura como de la presión mejora notablemente las propiedades físicas y que la presencia de iniciador se traduce en una menor dureza del material (Nguyen, 2014).

Las propiedades mecánicas de los composites están influenciadas por el grado de conversión, y por tanto, por el modo de polimerización. En un estudio de Phan y cols. (Phan, 2015), se estudió la polimerización de UDMA con alta temperatura (90°C, 4 h), observándose que genera un 89% de grado de conversión, mientras que la combinación alta temperatura-alta presión (200 MPa) consigue incrementar el grado de conversión hasta el 95%.

En la siguiente tabla, extraída del artículo de Mainjot, se clasifican los materiales híbridos en bloque que existían en el mercado a inicio del 2016, en función del proceso de fabricación y su modo de polimerización, de su composición y de su microestructura. (Mainjot, 2016)

Microestructura	Modo de polimerización	Material	Fabricante	Composición	
				Matriz	Relleno
Relleno disperso	Luz	Paradigm MZ100 block	3M ESPE	Bis-GMA+TEGDMA	Sílice + Circona (85% peso)
		Cerasmart	GC America	UDMA + otros DMA	Vidrio con base de sílice + sílice (71% peso)
	Alta temperatura	Lava Ultimate	3M ESPE	UDMA	Sílice + Circona + conglomerados de sílice-circona (79% peso)
		Shofu block HC	Shofu	UDMA + TEGDMA	Vidrio con base de sílice + sílice (61% peso)
<i>PICN</i>	Alta temperatura y presión	VITA Enamic	VITA	UDMA + TEGDMA	Andamio de cerámica de vidrio sinterizada

Tabla 2. Clasificación materiales híbridos CAD-CAM en función de su proceso de fabricación, su microestructura, su modo de polimerización y su composición. (Mainjot, 2016).

En los últimos 6 años, multitud de casas comerciales han presentado nuevos materiales restauradores en bloques para procesado CAD-CAM, si bien todos ellos tienen una composición que los clasifica como resinas nanocerámicas. Son ejemplo de ello Grandio® Blocs (Voco, Cuxhaven, Alemania) y Katana Avencia® Block (Kuraray Noritake, Hattersheim, Alemania). Dentro del grupo de los materiales *PICN* sólo sigue existiendo VITA Enamic®.

2.4. Adhesión.

2.4.1. Generalidades.

2.4.1.1. Conceptos.

Según la definición que nos proporciona la RAE, adhesión es “la fuerza de atracción que mantiene unidas las moléculas de distinta especie química”.

En Odontología, cuando analizamos los factores que condicionan la adhesión, deberemos valorar tanto las propiedades y el comportamiento del adhesivo como la estructura y el tratamiento de superficie del material restaurador. Por eso, es básico conocer la composición, la microestructura, las propiedades y el comportamiento de los materiales restauradores que vamos a emplear en la fabricación de nuestras prótesis.

Deberemos diferenciar adhesión y cohesión, ya que este último término se emplea para referirnos a la “fuerza de atracción que mantiene unidas las moléculas de un cuerpo” (RAE). Es importante esta distinción, ya que, en la mayoría de estudios de carga, los fracasos tras la experimentación se clasifican en un primer momento como fallos cohesivos o adhesivos, en función de si la fractura se produce en uno de los elementos adheridos o bien en la interfase entre ambos.

El fenómeno de adhesión se produce por mecanismos químicos o mecánicos, o bien por la combinación de ambos. Llamamos unión adhesiva al empleo de un agente que se solidifica durante la unión de dos materiales o sustratos de distinta naturaleza química, llamados adherentes.

Además, en el proceso de adhesión pueden intervenir otros elementos como son los acondicionadores o *primers*, que son los materiales empleados para modificar las características de la superficie del sustrato con el objetivo de favorecerla, y los agentes de unión, que son sustancias intermedias que facilitan el nexo entre adherente y adhesivo.

2.4.1.2. Adhesión dental.

La adhesión es uno de los pilares de la Odontología actual, y desde los años 60 hasta la actualidad el desarrollo en este ámbito ha ido encaminado a mejorar la unión tanto al diente como a los materiales restauradores.

Desde que en 1955 Buonocuore comenzara los estudios con los que descubrió el grabado ácido del esmalte y la posterior unión de resinas compuestas sobre esta superficie, un gran número de investigadores y clínicos han ido estudiando y mejorando la adhesión a los tejidos dentales (Buonocuore, 1955).

El esmalte es el tejido más duro del organismo y está compuesto en su mayor parte por hidroxiapatita cálcica (95%), siendo sus otros componentes proteínas (1%) y agua (4%). Como resultado de su estructura cristalina y su inherente bajo contenido en agua, el grabado ácido y su posterior sellado con adhesivos hidrofóbicos nos proporciona resultados predecibles en el tiempo (Silverstone, 1975).

Con los estudios de Buonocuore se pudo observar que la estructura de prismas de la que está compuesto el esmalte se disolvía levemente en su zona superficial al ponerse en contacto con el gel de ácido ortofosfórico (Buonocuore, 1955); esto dotaba a esta superficie de una rugosidad que aumentaba su capacidad de retención y su potencial de adhesividad. Pero el trabajo de este autor quedó sin demasiado reconocimiento hasta casi dos décadas después, cuando surgieron los nuevos materiales poliméricos que se conocieron como resinas compuestas dentales.

Los conceptos relacionados con la adhesión a esmalte han sufrido pocas modificaciones. El agente empleado actualmente para el grabado del esmalte es el mismo que describió Buonocuore: el ácido ortofosfórico. El procedimiento de la preparación sí que ha experimentado cambios, con una reducción tanto de la concentración como del tiempo de aplicación. Frente a los 60 segundos de aplicación de un ácido al 85% con los que se comenzó hace décadas, actualmente se emplea al 37% y se deja actuar durante un tiempo que oscila entre los 15 (Van Meerbeek, 2014) y los 30 segundos (SEPEs, 2015). Actualmente, muchos fabricantes recomiendan el grabado 15 segundos por tres razones: en primer lugar, no hay muchas diferencias en el grabado del esmalte entre 15 y 30 segundos, salvo una pérdida superficial de tejido, por lo que cuanto menos tejido se pierda mejor. La segunda causa reside en los tejidos duros que hay que acondicionar: normalmente, las cavidades presentan esmalte y dentina expuesta, y como esta no debe ser grabada más de 15 segundos, la bibliografía sugiere que este tiempo es el adecuado para tratar los dos tejidos. Por último, se logra ahorrar tiempo en el procedimiento clínico (Lopes, 1995; Zafar, 2015). Otra diferencia entre la aplicación de ácido ortofosfórico que se hacía antiguamente y la actual es que hoy la presentación más común es en gel, que sustituye al formato líquido con el que se inició el grabado.

La dentina es un material heterogéneo, compuesto por cristales de hidroxiapatita cálcica (70%), proteínas (18%), de las cuales la mayoría es colágeno tipo 1, y agua (12%). Este tejido envuelve y engloba una red de túbulos de 1-3 μm de diámetro que son los que contienen las prolongaciones odontoblásticas pulpares. Su densidad es de 15.000-45.000 túbulos/ mm^2 . La dentina se divide en intertubular, que es menos calcificada y más propicia para la adhesión, y peritubular. En las zonas más externas de la dentina, predomina la intertubular, y, según nos acercamos a la zona pulpar, aumenta la proporción de dentina peritubular.

La adhesión a dentina se consigue mediante la desmineralización y la exposición de millones de fibras de colágeno que son embebidas por los sistemas adhesivos, formando una capa híbrida cuyo espesor es de 3-6 μm . La máxima fuerza de adhesión se consigue por la hibridación completa de las fibras de colágeno expuestas, dando como resultado una capa dentinaria formada por acondicionador/adhesivo y colágeno, que se conoce como capa híbrida (Van Meerbeek, 1992).

En el proceso de adhesión interviene un componente, resultado de la preparación de la dentina, que se conoce como barrillo dentinario o *smear layer*. Este elemento es una capa de detritos que procede del corte de la dentina, y está compuesto por remanentes del sustrato seccionado, sangre, saliva, bacterias, fragmentos del adhesivo y aceite. Esta capa se une a la dentina intertubular y penetra en los túbulos dentinarios formando los *smear plugs* o indentaciones del barrillo que se introducen ligeramente en los túbulos. El espesor del *smear layer* varía entre 0,5 y 2 μm , sumando las dos áreas: *smear on*, o zona del barrillo que queda en la superficie, y *smear plugs*. El espesor de esta capa aumenta si no se usa refrigeración en la preparación de la dentina con instrumentos diamantados (Eldarrat, 2004).

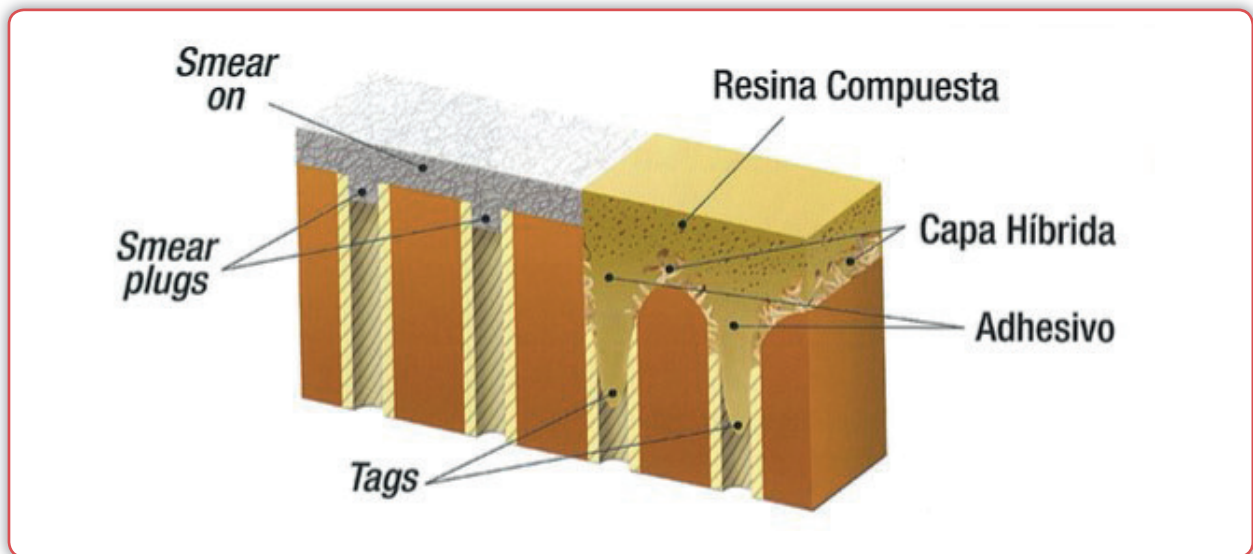


Fig. 2. Hibridación dentinaria (Abate, 2010).

Los primeros sistemas adhesivos pretendían conservar el barrillo dentinario, pero fueron un fracaso debido a la baja resistencia cohesiva de la unión y/o a la baja adhesión con la dentina subyacente. Actualmente, hay dos tendencias con respecto a qué hacer con la capa de barrillo dentinario: una propugna la completa eliminación (Phasley, 2011), y otra sólo su modificación (Van Meerbeek, 2011). Si optamos por la primera, deberemos emplear la técnica del grabado total, que implica el grabado simultáneo tanto de esmalte como de dentina. El ácido más empleado en este caso es el ortofosfórico al 37% (Langer, 2012). La modificación del barrillo dentinario se hace mediante el empleo de adhesivos autograbantes.

Para que la adhesión sea correcta, es muy importante que la dentina tenga cierto grado de humedad, con el fin de impedir que las fibras de colágeno se colapsen. Se debe conseguir su completa infiltración y saturación con el acondicionador/adhesivo, y esto quedará evidenciado clínicamente por la apariencia brillante de la superficie tras la evaporación del solvente.

2.4.1.3. Clasificación de los sistemas adhesivos.

Históricamente los adhesivos han sido clasificados por generaciones, y actualmente los nuevos adhesivos son los de séptima generación. Pero esta clasificación es confusa, no es la misma para todos los autores y muchos de los sistemas adhesivos ya no se comercializan. El objetivo de cada nueva generación era mejorar las propiedades adhesivas y simplificar el protocolo clínico.

La clasificación que consideramos más didáctica es aquella que organiza los sistemas adhesivos según el número de pasos clínicos a realizar.

A) Sistemas adhesivos de tres pasos.

En este tipo de sistemas adhesivos, cada uno de los tres componentes (ácido, acondicionador y resina de unión) está en un envase distinto y se aplica de manera aislada y consecutiva.

A.1. Ácidos grabadores.

El tiempo de grabado ácido recomendado para el esmalte cortado y/o prismático y la dentina es de 15 segundos (Van Meerbeek, 2014), pero se recomienda 30-45 segundos si el esmalte es aprismático y si la dentina está hipermineralizada. El objetivo del grabado dentinario en los sistemas adhesivos de grabado total es eliminar el barrillo dentinario, desmineralizando la dentina subyacente, abriendo la porción más coronal de los túbulos dentinarios y aumentando la microporosidad de la dentina intertubular.

A.2. Acondicionadores.

Su objetivo es reforzar las fibras de colágeno expuestas tras el grabado ácido, creando una fuerte unión entre la dentina y la resina adhesiva. Además, mejoran la mojabilidad del sustrato, y son capaces de modificar el barrillo dentinario, mejorando la capacidad de adhesión. Contienen monómeros hidrofílicos, que penetran en los túbulos dentinarios disueltos en un solvente orgánico (agua/etanol o acetona). Una vez evaporado el solvente, los monómeros quedan en íntimo contacto con las fibras de colágeno.

Los acondicionadores con solventes acuosos/etanólicos necesitan una dentina ligeramente húmeda, pero reexpanden bien las fibras de colágeno que han quedado colapsadas por el secado, tras el grabado ácido.

Los acondicionadores con solventes acetónicos necesitan una técnica de adhesión húmeda, pues su capacidad de reexpandir las fibras de colágeno es menor.

A.3. Resinas de unión.

Se han de polimerizar por fotoactivación, para formar un nexo de unión entre los acondicionadores (hidrofílicos) y los composites de restauración o de cementado (hidrofóbicos).

Contienen monómeros hidrofóbicos (BisGMA, TEGDMA, 10-MDP, BPDM) disueltos en HEMA, que copolimerizan con los monómeros del acondicionador, formando anastomosis con la capa híbrida. Esta unión reduce la sensibilidad postoperatoria y la filtración marginal.

Como ejemplo de sistemas adhesivos de tres pasos tenemos OptiBond FL® (Kerr Corp, Orange County, CA, EEUU), que está considerado por gran parte de la comunidad científica como la mejor opción o *gold standard*. Además, también tenemos en el mercado español All-Bond 2® (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EEUU) y Adper ScotchBond Multipurpose Plus® (3M ESPE).

B) Sistemas adhesivos de dos pasos.

Cuando usamos este tipo de sistemas adhesivos, los componentes vienen presentados en dos envases, agrupando en uno de ellos dos de los agentes. En función de cómo se agrupen, tendremos dos tipos de sistemas:

B.1. Sistemas de grabado ácido total (*Etch&Rinse* o de grabado y lavado).

El primer paso de este sistema es el grabado ácido total de esmalte y dentina, y el segundo es el empleo de una combinación de acondicionador y resina de unión.

El acondicionador/resina emplea solventes para disminuir su viscosidad de manera que aumenta su capacidad para la penetración en los túbulos dentinarios y la unión a las fibras de colágeno expuestas (Van Meerbeek, 2010).

Su ventaja principal es la simplificación de la técnica clínica. Su mayor desventaja es que al fotopolimerizar la capa de acondicionador/resina, esta se vuelve más permeable, lo que facilita la absorción de agua a lo largo del tiempo.

Algunos ejemplos comerciales de este tipo de sistemas son OptiBond Solo Plus® (Kerr Corp), Prime&Bond NT® (Dentsply Sirona) y All-Bond 3® (Bisco Inc.).

B.2. Sistemas de autograbado (*Self-Etch* o *Etch&Dry*: autograbantes o de grabado y secado). En este tipo de sistemas adhesivos se utilizan estas dos denominaciones; en la primera se resalta que no se emplea ácido ortofosfórico, y el segundo término se emplea como contraposición y para diferenciar de los *Etch&Rinse*.

En este tipo de sistemas, el primer paso es la utilización de una combinación ácido/acondicionador, seguida de la aplicación de una resina de unión. Se suprime el lavado del sustrato, y de ahí la denominación *Etch&Dry* (grabado y secado).

No eliminan la capa de barrillo dentinario, sino que la modifican y es infiltrada por la acción del acondicionador autograbante. Su penetración será mayor cuanto menor sea el pH del compuesto empleado.

Sus principales desventajas son la imposibilidad de autocurado, con lo que no pueden usarse con procedimientos indirectos que requieran de autopolimerización o polimerización dual, así como la imposibilidad de grabar el esmalte sin cortar y la dentina esclerótica si elegimos un acondicionador de acción suave. Actualmente, se discute la capacidad de estas sustancias para grabar el esmalte aprismático.

Clearfil SE Bond[®], Clearfil Liner Bond 2V[®] (Kuraray Noritake), OptiBond Solo SE[®] (Kerr Corp) son ejemplos de sistemas de adhesión de autograbado.

C) Sistemas adhesivos de un paso.

Combinan el acondicionador autograbante y el adhesivo de unión en un solo paso, simplificando al máximo su uso clínico.

Se clasifican en dos grupos en función de la distribución de sus componentes en uno o dos envases separados, que se mezclan antes de su aplicación clínica. Los de 6^a generación vienen en dos envases separados, el acondicionador autograbante y la resina de unión, mientras que los de 7^a generación llevan todos los componentes en el mismo. All Bond SE[®] (Bisco), ScotchBond SE[®] (3M ESPE), Xeno III[®] (Dentsply Sirona) y Unifil Bond[®] (GC Corporation) son ejemplos comerciales de sistemas adhesivos de un solo paso, pero cuya presentación es en dos frascos que han de mezclarse antes de usar. Como sistemas adhesivos presentados en un solo envase, encontramos en el mercado One-Up Bond[®] (Tokuyama), Clearfil S3[®] (Kuraray Noritake), iBond[®] (Heraeus Kulzer), entre otros.

En los últimos años, y basados en estos adhesivos de un solo paso en un solo envase, han surgido los denominados adhesivos universales. En ellos se han modificado los monómeros, y se les han añadido otros componentes como son el silano y el MDP, que incrementan su efectividad, y nos permiten su empleo con técnicas adhesivas que requieran o no de grabado previo. Ejemplos de estos últimos son Scotchbond Universal[®] (3M ESPE), Clearfil Universal[®] (Kuraray Noritake), G-Premio Bond[®] (GC) y Adhese Universal[®] (Ivoclar Vivadent).

2.4.2. Protocolos de adhesión de los materiales restauradores.

2.4.2.1. Tratamientos de superficie de los materiales restauradores.

Entendemos como tratamiento de superficie todas aquellas acciones realizadas sobre la superficie a adherir de nuestro material restaurador con el objeto de modificar alguna característica para mejorar la adhesión. La modificación de la superficie se puede conseguir mediante el empleo de acciones físicas o bien químicas.

A) Acción física.

Para crear una superficie microrretentiva en nuestra restauración, el tratamiento mecánico más eficaz consiste en proyectar partículas abrasivas. Si empleamos partículas de óxido de aluminio, cuyo tamaño oscila entre 50-110 μm , empleamos los términos arenado, microarenado o chorreado. Si las partículas utilizadas son de óxido de aluminio recubiertas de sílice (30 μm), denominaremos a este tratamiento silicatización. El primero creará una superficie más rugosa que el segundo, ya que el grado de rugosidad depende del tamaño de la partícula proyectada. Cuando empleamos las partículas recubiertas de sílice, esta se queda incorporada a la capa más externa del material (Roman, 2010) y posibilita una mejor adhesión química cerámica-cemento (Atsu, 2006).

B) Grabado químico.

El grabado ácido de la superficie interna de las restauraciones de porcelana fue descrito por Calamia y Simonsen a principios de la década de los ochenta (Calamia, 1982; Simonsen, 1980). Este acondicionamiento del material permite la unión adhesiva. Para grabar la porcelana se emplea el ácido fluorhídrico. Si estamos tratando feldespáticas lo usaremos al 9,5% durante 2 minutos, mientras que si queremos grabar cerámicas de alta resistencia emplearemos el ácido a una concentración del 4,9% durante 20 segundos (Roman, 2016). El objetivo es producir unas irregularidades microscópicas debido al ataque ácido sobre la matriz de vidrio (Guzman, 2012).

2.4.2.2. Acción química sobre la superficie tratada para mejorar la adhesión final.

El agente que nos va a proporcionar unión entre polímeros y estructuras cerámicas es el silano, ya que es capaz de crear enlaces químicos tanto en la superficie inorgánica de la porcelana como en las fases orgánicas poliméricas (Newburg, 1978). El silano es una molécula bifuncional que presenta grupos silánicos en uno de sus extremos, los que hacen una unión iónica con la sílice de la cerámica, y grupos metacrilatos en el otro extremo, los cuales pueden reaccionar y unirse con los grupos metacrilatos de la resina, conformando una unión covalente (Gargallo, 2011). Hay, no obstante, algunos tipos de porcelana, como las de óxidos, en los que, debido a su composición, el ácido es incapaz de grabar la superficie carente de sílice. En las cerámicas ácido-resistentes tenemos dos alternativas: el arenado con partículas recubiertas con sílice-triboquímico (Rocatec[®], 3M ESPE) que facilitan la unión química al adhesivo y al cemento, o bien el microarenado seguido del uso de un adhesivo y un cemento de resina modificado con monómero de fosfato (Panavia 21[®], Kuraray Noritake) (Kern, 1994). Además, el silano mejora la humectabilidad de la superficie, lo que conllevará una adhesión más eficaz.

2.4.2.3. Cementos.

Los cementos en prótesis fija son materiales que sirven para fijar las restauraciones, y, además, deben proporcionar un sellado de la interfaz diente-prótesis que evite la filtración.

Podemos clasificar los cementos en dos grandes grupos: convencionales y adhesivos. Los primeros, entre los que se encuentran el fosfato de zinc, sólo fijan la restauración mediante retención mecánica. Los cementos adhesivos, como su nombre indica, proporcionan adhesión, lo que dota a la restauración de una unión química diente-cemento-prótesis, además de la retención mecánica. Dentro de los cementos adhesivos, diferenciamos dos tipos: cementos poliméricos o de resina y cementos de ionómeros de vidrio. En nuestro estudio, nos vamos a restringir al uso de los primeros, ya que proporcionan mayor resistencia adhesiva y alcanzan mejores resultados estéticos (Abate, 2010).

Los cementos de resina los podemos clasificar en dos grupos en función de si necesitan o no un sistema adhesivo complementario (Fig. 3).

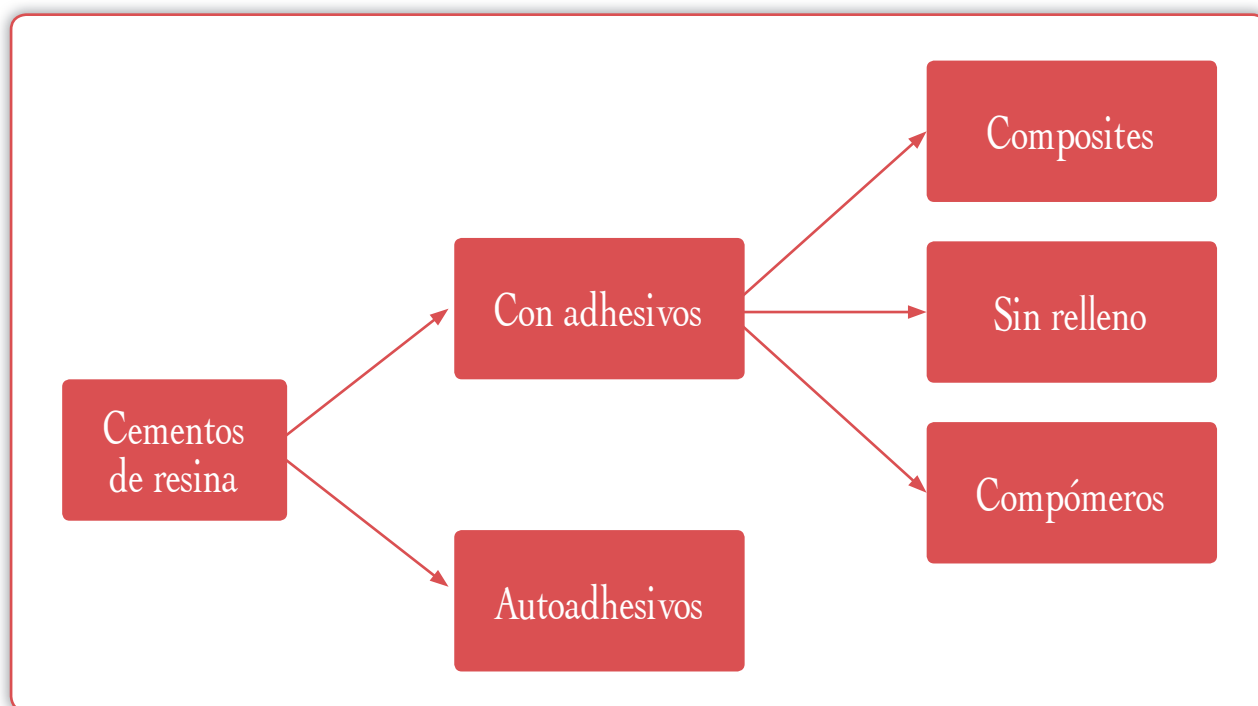


Fig. 3: Clasificación de los cementos de resina.

Dentro de los cementos de resina que necesitan un sistema adhesivo, la mayor parte de ellos son cementos de composite cuya composición es muy similar a la de estos, pero con una presentación más fluida. Como resinas que son, tienen dos fases: la matriz orgánica, que aporta las propiedades adhesivas al cemento, y la porción inorgánica o relleno, con la presencia de silano, que ejerce de agente de unión entre ambas partes. El tipo y cantidad de relleno determinará la densidad del cemento y el grosor de la capa, además de ser el responsable de las propiedades ópticas y mecánicas del mismo. En los cementos de resina, el bajo porcentaje de relleno le confiere una menor viscosidad, para facilitar la manipulación y el correcto asentamiento de la prótesis. Pero esto, también le origina deficiencias físicas respecto a sus equivalentes restauradores, por su elevada contracción lineal de polimerización y por su escasa resistencia al desgaste (Diestchi, 1998). La mayor parte de los cementos adhesivos que empleamos pertenecen a esta categoría: Variolink Esthetic® (Ivoclar Vivadent), Panavia® (Kuraray Noritake), RelyX Ultimate® (3M ESPE), ...

El segundo grupo de los cementos de composite que necesitan un sistema adhesivo son los denominados cementos sin relleno. En el mercado encontramos un escaso número que sólo tienen en su composición resinas (fase orgánica) y carecen de relleno. Un ejemplo comercial es el C&B Metabond® (Parkell, Edgewood, NY, EEUU).

Los cementos compómeros son denominados así porque en su fase orgánica incluyen monómeros derivados de los poliácidos y en su fase inorgánica partículas de vidrio similares a las que encontramos en los ionómeros. El Dyract Cem® (Dentsply) es un cemento de este tipo.

Los cementos autoadhesivos son los más recientes en el mercado. Basan su acción en la incorporación de metil metacrilatos fosfatados, que son ácidos, y por ello, capaces de adherirse a las estructuras dentales. Además, en su composición hay presentes iniciadores auto y fotoactivados, estabilizadores de color, y su relleno está compuesto de sílice coloidal, vidrio de bario, flúor, alúmina y silicato (Hikita, 2007).

En el mercado actual, tenemos como ejemplo de estos cementos de resina autoadhesivos el RelyX Unicem® (3M ESPE), Clearfil SA Cement® (Kuraray Noritake), Smart Cem® (Dentsply).

2.5. CAD-CAM.

2.5.1. Concepto de restauraciones CAD-CAM.

Las restauraciones CAD-CAM son aquellas que se diseñan y confeccionan mediante un proceso asistido por ordenador. Como ya hemos comentado anteriormente, las siglas CAD-CAM corresponden a las iniciales de *Computer Aided Design* (CAD) – *Computer Aid Manufacturing* (CAM).

Este tipo de procesado surge en los años ochenta, cuando W.H. Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza) y M. Brandestini de Brains Inc., Zollikon (Suiza) comienzan a aplicar estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec® (Sirona) (Jorge, 2007). A partir de ese momento, los sistemas CAD-CAM empiezan a evolucionar, buscando simplificar los pasos de laboratorio, mejorando la precisión e incorporando el empleo de nuevos materiales.

De una manera muy simple, podemos explicar que este tipo de restauraciones son diseñadas en un ordenador sobre un modelo virtual, y se fabrican por fresado asistido por ordenador, a partir de un bloque sólido del material seleccionado.

2.5.2. Sistemática de trabajo CAD-CAM.

En la confección de restauraciones con alguno de los sistemas de CAD-CAM que hay en el mercado, siempre se sigue la misma sistemática: digitalización, diseño y mecanizado.

A) Digitalización.

Es la adquisición de los datos para crear una imagen en el ordenador, bien de la estructura oral sobre la que irá nuestra prótesis, o bien de la restauración que vamos a fabricar mediante el escaneado del encerado.

La digitalización puede ser mecánica, cuando hay un sensor que escanea mediante contacto el modelo de escayola, o bien óptica, cuando mediante luz, láser o una cámara intraoral se recogen todos los datos sin necesidad de que exista un contacto directo, lo que es una ventaja cuando el objeto a escanear es frágil o blando.

En función de donde se produzca la digitalización hablaremos de intraoral si escaneamos la boca, o bien de extraoral, cuando la captación de los datos es sobre un modelo de escayola o bien sobre un encerado protésico (Vidal, 2015).

Hoy en día, la tendencia es intentar prescindir de las impresiones convencionales y, por ello, la mayoría de sistemas tiene un escáner óptico o cámara intraoral, que será el encargado de la captación de los datos para crear el modelo virtual. En general, los escáneres ópticos se dividen en dos tipos. El primero es capaz de captar imágenes individuales a elevada velocidad y el segundo tipo son escáneres de video.

B) Diseño por ordenador.

Se realiza mediante un *software* específico para cada sistema que integra la información escaneada. Con él se define la morfología de la estructura que queremos fresar, ya sea esta la restauración final o bien un armazón interno de la misma. El programa superpone el modelo volumétrico de la prótesis sobre el modelo virtual de la dentición y tiene herramientas que permiten una personalización específica e incluso una sobredimensión del volumen, ya que, cuando el fresado es de un bloque de circona presinterizado, hemos de tener en cuenta el cambio dimensional que sufrirá cuando lo sometamos a la sinterización.

C) Mecanizado.

Esta parte del proceso, denominado CAM, requiere de otro software distinto al empleado en el diseño, y que generará las trayectorias de movimiento que deberán seguir los motores de la fresadora hasta conseguir la reproducción milimétrica de la restauración, tallando el bloque del material que hayamos escogido para confeccionar la misma (Robledo, 2018). Los bloques pueden ser metálicos, cerámicos, de composite o de materiales híbridos.

Los sistemas más empleados son Cerec® (Dentsply Sirona), Procera® (Nobel Biocare, Washington, EEUU), Lava® (3M ESPE), Cercon® (Dentsply Sirona), Everest® y Arctica CAD/CAM® (KaVo Dental GmbH, Biberach, Alemania), DCS® (DCS Dental AG, Allschwill, Suiza), Hint-Els® (Hint-Els GmbH, Griesheim, Alemania), etc.

Todos los sistemas han de contar con los siguientes elementos:

- Cámara intraoral, ya sea escáner óptico de imágenes o bien de video.
- Ordenador, en el que esté instalado el programa adecuado para la integración de los datos y cree el modelo virtual. Con el mismo, también realizaremos el diseño de la restauración con todas las especificaciones y detalles que consideremos necesarios, como puede ser la presión de los puntos de contacto, las áreas de oclusión, las superficies aliviadas si es que hubiera alguna pequeña zona retentiva etc. Una vez damos por correcto el diseño, el ordenador da la orden a la máquina de fresado para la confección de la restauración.
- Unidad de fresado, en el que hay una pieza para posicionar y fijar el bloque del material seleccionado, y una serie de fresas que conforman la restauración según la morfología predeterminada.

2.5.3. Ventajas e inconvenientes del CAD-CAM.

Ventajas:

- Reducen tiempo de clínica y laboratorio, ya que el flujo de trabajo con las impresiones y el diseño digital sumado al fresado de la estructura, una vez hemos completado la curva de aprendizaje, requiere menos tiempo que la confección tradicional. Si además contamos con un sistema que nos permita integrar todo el procedimiento en la clínica, el ahorro en tiempo y, consecuentemente, en costes será más evidente, ya que en una sola cita podremos preparar el diente y colocar sobre él la restauración.
- Evitamos pasos del procedimiento clásico o analógico, en el que existen variaciones dimensionales (encerado, revestimiento y colado), lo que nos proporciona restauraciones precisas, con unos valores de ajuste marginal dentro de los exigidos clínicamente, y que han sido cifrados en valores inferiores a una horquilla de medidas que van de los 50 μm (Belser, 1985; Witkowsky, 2006) a los 120 μm (Fasbinder, 2012). Como las condiciones de fabricación son reproducibles tendremos una alta calidad de estandarización.

- Retracción gingival: las impresiones digitales sólo necesitan retraer lateralmente el tejido blando para que se vean los márgenes. En las impresiones convencionales, la retracción del tejido blando ha de ser suficiente como para aplicar al menos 1 mm del material más allá del margen (Fasbinder, 2013).
- Versatilidad en la elección del material: en los últimos años, han surgido muchos nuevos materiales, sobre todo dentro del grupo de materiales denominados híbridos, que son aquellos que intentan aunar las características óptimas de porcelanas y polímeros.

Inconvenientes:

- Equipamiento: requerimiento de un equipamiento específico, complejo y costoso, aunque en los últimos años se están simplificando, y por tanto abaratando.
- Aprendizaje: necesidad de implementar un nuevo sistema. La curva de aprendizaje del mismo es un pequeño escollo inicial, pero cada vez las unidades se están simplificando más, con lo que se facilita una adaptación al nuevo flujo de trabajo.
- Oclusión excéntrica: ningún sistema actual tiene la capacidad de registrar movimientos funcionales laterales ni de protrusión y combinarlos con los modelos antagonistas de una manera correcta y predecible.
- Compatibilidad: los sistemas CAD-CAM para clínica suelen ser sistemas cerrados, en los que el archivo digital sólo puede ser usado por el software y los equipos diseñados específicamente por el fabricante. Pero según se está evolucionando en esta área, cada vez hay más sistemas abiertos, con lo que podemos emplear distintos softwares para el tratamiento de los archivos.
- Estética: aunque hay sistemas que publicitan el uso de estas restauraciones en dientes anteriores, todavía es complejo que consigan un buen resultado estético. Hoy en día, con el fresado de un bloque de material, por mucha estratificación que tenga, no conseguiremos un resultado comparable al que puede lograr un experto técnico de laboratorio con mezcla de diferentes colores, saturaciones y translucideces.

Justificación y objetivos 3

3.1. Justificación.

La Odontología actual preconiza el máximo respeto al tejido dentario, y esa es la razón principal por la que ha implementado la fabricación y uso de restauraciones parciales adheridas, elaboradas con una serie de materiales que permiten su confección con unos espesores cada vez más reducidos. Para asegurarnos que las restauraciones realizadas con materiales híbridos proporcionan una duración a largo plazo comparable a las de disilicato de litio, material considerado referente en la actualidad, deberemos evaluar la capacidad de adhesión de las mismas al cemento empleado para su fijación intraoral. Nuestro trabajo compara los diferentes protocolos indicados por los fabricantes, por ello hemos empleado cada material de restauración con el cemento recomendado por el mismo.

La razón que nos ha llevado a realizar este trabajo ha sido la de intentar aportar nuevos datos relativos a la resistencia adhesiva de los materiales de restauración estudiados.

3.2. Hipótesis de trabajo.

Para poder determinar la capacidad de adhesión a los compuestos híbridos estudiados en este trabajo, hemos planteado las siguientes hipótesis nulas:

1. No existen diferencias entre la adhesión obtenida por los compuestos híbridos y su correspondiente cemento de resina compuesta recomendado por la casa comercial fabricante y una cerámica de silicatos de alta resistencia adherida a su cemento de resina correspondiente.
2. La resistencia a la fractura del conjunto material híbrido-resina compuesta no difiere del obtenido en el complejo porcelana feldespática-resina compuesta.

3.3. Objetivos.

3.3.1. Objetivo general.

El objetivo general de este estudio fue analizar la fuerza de adhesión que se consigue entre los materiales híbridos ya citados y el cemento de resina empleado en su protocolo.

3.3.2. Objetivos específicos.

Los objetivos específicos planteados para conseguir respuestas a las hipótesis nulas fueron los siguientes:

1. Conocer, mediante un ensayo de microtracción, la fuerza de unión entre los materiales híbridos seleccionados (VITA Enamic[®], Lava Ultimate[®]) y el cemento que recomendaba cada casa comercial, empleando en uno de ellos (Lava Ultimate[®]) dos protocolos de adhesión distintos, ya que la casa comercial avala ambos. Asimismo, establecimos una comparación con los resultados obtenidos tras realizar el mismo estudio con la cerámica de silicatos de alta resistencia IPS e.max CAD[®] unida al cemento recomendado por su fabricante, siendo empleado este grupo como control.
2. Estudiar mediante microscopía óptica la ubicación del fallo, determinando si se producía una fractura cohesiva, en el material de restauración o en el composite, o bien adhesiva en la unión.

Material y método **4**

Para la realización de este estudio, en el que analizamos la adhesión de distintos materiales restauradores a diferentes cementos de resina confeccionamos unos especímenes que constaban de un bloque de material restaurador adherido a un cubo de composite. Posteriormente, estos especímenes fueron cortados en muestras con forma de prisma, y que en nuestro estudio se denominaron varillas, las cuales fueron ensayadas con un test de microtracción para obtener unos resultados que después se analizaron estadísticamente. Además, se realizó un estudio a microscopía óptica para valorar el tipo de fallo producido tras el ensayo de microtracción.

En primer lugar, en el apartado de material, vamos a describir los materiales utilizados, la fabricación de los especímenes y la obtención de las varillas, para posteriormente, en el apartado de método, describir la metodología del ensayo y el análisis estadístico de los datos conseguidos.

4.1. Material.

4.1.1. Listado de materiales utilizados.

1. Bloques de material restaurador:
 - Cerámica de silicatos de alta resistencia IPS e.max CAD® (Ivoclar-Vivadent).
 - Matriz cerámica infiltrada por polímeros VITA Enamic® (VITA Zahnfabrik).
 - Resina nanocerámica Lava Ultimate® (3M ESPE).
2. Cementos de composite de fraguado dual:
 - Variolink Esthetic DC® (Ivoclar-Vivadent).
 - VITA Adiva® F-Cem (VITA Zahnfabrik).
 - RelyX Ultimate® (3M ESPE).
3. Composite Filtek Z500® (3M ESPE) color B2, para la realización de un cubo que adheriremos al bloque de material restaurador.
4. Ácido fluorhídrico para el grabado ácido de la superficie del material:
 - IPS® Ceramic Etching Gel (Ivoclar-Vivadent), ácido fluorhídrico al 4,9% para la preparación de la superficie del IPS e.max CAD® (Ivoclar-Vivadent).
 - VITA Adiva® Cera-Etch (VITA Zahnfabrik), ácido fluorhídrico al 5% para la preparación de la superficie del VITA Enamic® (VITA Zahnfabrik).
5. Silano:
 - Monobond Plus® (Ivoclar-Vivadent).
 - VITA Adiva® C-Prime (VITA Zahnfabrik).

6. Adhesivo.
 - Excite® (Ivoclar-Vivadent).
 - Scotchbond Universal® (3M ESPE).
7. Arenadora Cojet Prep® (3M ESPE) para preparar la superficie del Lava Ultimate® (3M ESPE).
 - Polvo de óxido de aluminio de 50 micrómetros.
 - Cojet Sand® (3M ESPE) polvo de óxido de aluminio recubierto de sílice de 30 micrómetros.
8. Silicona de consistencia pesada Elite® HD+ (Zhermack S.p.A), para la confección de un encofrado donde realizar el cubo de composite.
9. Lámpara de polimerización Led Woodpecker® (DTE, Michigan, EE.UU.) para fraguar el composite mientras creamos el cubo, y para la polimerización del cemento de composite cuando adherimos el bloque de material restaurador al cubo de composite.
10. Horno de procesamiento Programat® EP 5010 (Ivoclar-Vivadent), para el procesamiento del material IPS e.max CAD® (Ivoclar-Vivadent) antes de proceder a su adhesión.
11. Máquina de pulido Struers® LaboPol-1 (Struers ApS, Ballerup, Dinamarca), en la que puliremos la capa superficial del bloque, colocando en la máquina un disco de papel de desbaste de carburo de silicio de 500 *grit*. Esta granulometría equivale a que sus partículas tienen un tamaño inferior a 29 micras.
12. Portamuestras metálico fabricado específicamente para soportar el espécimen en la máquina de corte. Este portamuestras tiene forma de “L”. En uno de los laterales hay una perforación donde encaja el vástago metálico de los bloques de material, y un tornillo en cada sentido, para asegurarnos de que queda perfectamente fijado. El otro lateral es el que fijamos al cepo de la máquina de corte.
13. Estufa WilTec Licht-kraft Technik® (WilTec Wildanger Technik GmbH, Eschweiler, Alemania).
14. Máquina de corte Struers® Accutom-10, ubicada en el laboratorio de pluvimeturgia, perteneciente al Departamento de Materiales de la Universitat Politècnica de València.
15. Pieza de mano con fresa de disco para separar cada una de las varillas del espécimen, una vez ha sido cortado éste.
16. Calibre electrónico, para medir el tamaño de las varillas y así averiguar el área de adhesión de cada una de ellas.
17. Placas portamuestras para el ensayo de microtracción, realizadas por los fabricantes de la máquina de ensayo: LAM Technologies (LAM Technologies, Florencia, Italia).

18. Cianoacrilato Ceys® Ultra Unick (AC Marca Adhesives, S.A., L´ Hospitalet de Llobregat, España) para la adhesión de las varillas a las placas portamuestras.
19. Máquina de ensayo para someter las varillas a fuerza de microtracción LMT 100® (LAM Technologies), conectada a un ordenador compatible, donde aparecen las gráficas de ensayo.
20. Microscopio óptico Nikon® SMZ-10 (Nikon, Tokio, Japón).

4.1.2. Fabricación de los especímenes.

La experimentación para valorar la resistencia adhesiva de los materiales a los distintos cementos la hicimos mediante un estudio de microtracción. Para ello confeccionamos bloques de composite que unimos al material restaurador mediante el cemento indicado por el fabricante, y este conjunto fue seccionado para dar lugar a prismas con sección cuadrada, de aproximadamente 1 mm² de área, que fueron traccionados hasta la fractura.

Para la fabricación de nuestros especímenes, partimos de los bloques de material restaurador que nos suministran los fabricantes, a los que adherimos un cubo confeccionado con el composite seleccionado. Este conjunto material-composite fue cortado en prismas, de modo que, en cada uno de ellos, la interfase quedó en la zona media aproximadamente.

Con el bloque inicial de material restaurador realizamos un encofrado, empleando para ello silicona de consistencia masilla. En la huella dejada por el bloque introdujimos composite Filtek Z500® (3M) color B2 en incrementos de 2 mm, que fuimos polimerizando con una lámpara hasta alcanzar una altura de 8 mm, para obtener así un cubo de composite con las mismas dimensiones de sección que el bloque de material. Este encofrado se posicionaba sobre una loseta de vidrio, con el fin de conseguir una cara del cubo completamente lisa, que posteriormente se trataría para adherirla al bloque de material restaurador.

En todos los bloques de material, indistintamente de su composición, hicimos un primer tratamiento de superficie, para eliminar la primera capa superficial, y simular las condiciones que tienen las restauraciones una vez han sido fresadas. Para ello empleamos una máquina pulidora con un disco de carburo de silicio 500 de *grits*, la cual se emplea con irrigación constante. Para solventar la dificultad de sujetarlo contra la máquina de un modo completamente paralelo empleamos el dispositivo de plástico en el que son suministrados. Este elemento es una barra de plástico con agujeros donde encajan los bloques y quedan retenidos. De este modo, lo podíamos asir con ambas manos y mantenerlo firme, de manera que quedara paralelo al disco, y que el pulido fuera regular.

A continuación, cada bloque recibió un tratamiento de superficie en función de su composición. Con el fin de explicar todo el proceso, enumeramos en primer lugar los grupos de estudio para posteriormente describir detalladamente en qué consiste cada grupo, cómo se ha tratado cada bloque y cómo ha sido el proceso de cementado del cubo de composite al bloque de material restaurador.

Nuestros grupos de estudio son:

- Grupo EMAX: IPS e.max CAD® (Ivoclar-Vivadent) + Variolink Esthetic DC®. (Ivoclar-Vivadent)
- Grupo VE: VITA Enamic® (VITA Zahnfabrik) + VITA Adiva® (VITA Zahnfabrik)
- Grupo LUA: Lava Ultimate® (3M ESPE) + RelyX Ultimate® (3M ESPE). Con arenado de la superficie del material.
- Grupo LUS: Lava Ultimate® (3M ESPE) + RelyX Ultimate® (3M ESPE). Con silicatizado de la superficie del material.

1. Grupo EMAX.

El bloque de IPS e.max CAD® es el único que debemos someter a un tratamiento térmico antes de comenzar a realizar el protocolo de tratamiento de superficie y posterior adhesión. Para ello lo primero que hicimos fue eliminar la peana metálica haciendo un corte a 2 mm de la misma, ya que el metal del soporte contaminaría y deterioraría el horno en el que se procesa este material. El laboratorio de prótesis dental Ecodent lo introdujo en el horno Programat® EP 5010 (Ivoclar-Vivadent) donde se procedió a su procesado térmico, empleando para ello el programa G10. Mediante éste, el bloque es sometido a un aumento de temperatura gradual, hasta alcanzar una temperatura de 850°C, y de este modo el material alcanza sus propiedades físico-químicas óptimas, así como el color adecuado para su uso dental (el bloque antes de este tratamiento es morado, y tras él adquiere el color de la guía que se ha determinado).

En este grupo, hemos unido un bloque de IPS e.max CAD® a un cubo de composite que cementaremos con cemento Variolink Esthetic DC®. Para ello, hemos seguido el protocolo de tratamiento de la superficie que recomienda la casa comercial:

1. Grabado, de la faceta del bloque que vamos a adherir, con ácido fluorhídrico al 4,9% (IPS® Ceramic Etching Gel) durante 20 segundos.
2. Lavado de la superficie con agua durante 60 segundos.
3. Secado con la jeringa de aire durante 20 segundos.
4. Silano: Aplicación de Monobond Plus®, lo dejaremos actuar 1 minuto y secado.
5. Adhesivo: Aplicación de una capa de Excite® y no lo polimerizaremos.
6. Cemento: Inmediatamente después de la aplicación del adhesivo, colocaremos una fina capa de cemento recién mezclado y uniremos el cubo de cemento de composite, procediendo a aplicar una fuerza de 1 kg para asegurar una íntima unión entre ambos elementos. En este momento, retiraremos los excesos de cemento con un pincel y procederemos a la polimerización inicial del conjunto durante 60 segundos. A continuación, aplicamos la lámpara durante 60 segundos más en cada una de las caras restantes. Esperaremos durante 10-15 minutos antes de introducir el espécimen en suero fisiológico para mantenerlo a una temperatura de 37°C durante 72 horas.

Tras el cementado del bloque de IPS e.max CAD® al cubo de composite, procedimos a volver a pegar con cianoacrilato la peana metálica a la zona del material de restauración. De este modo teníamos el elemento necesario para fijar el espécimen al portamuestras y proceder al corte del mismo.

En los demás materiales de restauración no tuvimos que realizar este procedimiento porque todo el proceso de adhesión se hizo con el bloque completo, es decir, sin soltar la peana metálica a la que vienen unidos desde la fábrica, ya que no hay que someterlos previamente a un procesamiento térmico en un horno.



Fig. 4. Bloque de IPS e.max CAD® unido al cubo de composite antes de volver a unir la peana metálica.

2. Grupo VE.

En este grupo, la unión fue de un bloque de VITA Enamic® a un cubo de composite mediante el cemento recomendado, que en este caso era VITA Adiva® F-Cem. El tratamiento de superficie que debimos hacer en la faceta de VITA Enamic® a unir es el siguiente:

1. Desengrasado de la superficie a cementar con alcohol al 96%.
2. Grabado con ácido fluorhídrico al 5% (VITA Adiva® Cera-Etch) durante 60 segundos.
3. Lavado con agua durante 60 segundos.
4. Secado con la jeringa de aire durante 20 segundos.
5. Aplicación mediante un pincel de VITA Adiva® C-Prime, que es el silano de la casa comercial VITA. Lo dejamos actuar 1 minuto y se seca con la jeringa de aire a continuación.
6. Cemento: Empleamos el cemento que recomienda la casa comercial, en este caso VITA Adiva® F-Cem. Colocamos una fina capa de cemento y unimos el cubo de composite, procediendo a aplicar una fuerza de 1 kg para asegurar una íntima unión entre ambos elementos. En este momento, retiramos los excesos de cemento con un pincel y procederemos a la polimerización inicial del conjunto durante 60 segundos. A continuación, aplicamos la lámpara durante 60 segundos más en cada una de las caras libres. Esperamos durante 10-15 minutos antes de introducir el espécimen en suero fisiológico para mantenerlo a una temperatura de 37°C durante 72 horas.

3. Grupo LUA.

El bloque de Lava Ultimate® se unió al bloque de composite empleando el cemento RelyX Ultimate®, ya que es el que recomienda la casa comercial. Respecto al tratamiento de superficie que aplicamos en este material, decidimos valorar si habría diferencias entre arenar la superficie con óxido de aluminio de 50 micrómetros (arenado) o bien con óxido de aluminio de 30 micrómetros recubierto de sílice (silicatizado). Por ello tenemos dos grupos de estudio con este material: LUA (Lava Ultimate® Arenado) y LUS (Lava Ultimate® Silicatizado).

El protocolo de tratamiento de superficie y adhesión fue el siguiente:

1. Limpieza en un baño ultrasónico con agua destilada y secado con aire.
2. Arenado con polvo de óxido de aluminio de 50 micrómetros a 2 bares de presión y a una distancia de 10 mm, durante 10-15 segundos, hasta conseguir una superficie mate. Para ello empleamos la arenadora Cojet Prep®. Tras este paso, empleamos la jeringa de aire comprimido para eliminar los restos de arena.
3. Limpieza con alcohol de la superficie y secado con aire.
4. Adhesivo: Aplicación de Scotchbond Universal® durante 20 segundos, y a continuación soplado de manera suave con la jeringa de aire durante 5 segundos.
5. Cemento: En este grupo empleamos el RelyX Ultimate®. Inmediatamente después de la aplicación del adhesivo, colocaremos una fina capa de cemento recién mezclado y uniremos el cubo de cemento de composite, procediendo a aplicar una fuerza de 1 kg para asegurar una íntima unión entre ambos elementos. En este momento, retiraremos los excesos de cemento con un pincel y procederemos a la polimerización inicial del conjunto durante 60 segundos. A continuación, aplicamos la lámpara durante 60 segundos más en cada una de las caras restantes. Esperaremos durante 10-15 minutos antes de introducir el espécimen en suero fisiológico para mantenerlo a una temperatura de 37°C durante 72 horas.

4. Grupo LUS.

En este grupo, como ya hemos comentado, empleamos un bloque de Lava Ultimate®, unido al cubo de composite mediante el cemento RelyX Ultimate®, y como única diferencia con el grupo anterior, cuando procedimos a tratar la superficie, hicimos una silicatización de la misma.

Empleamos el siguiente protocolo de tratamiento de superficie y adhesión:

1. Limpieza en un baño ultrasónico con agua destilada y secado con aire.
2. Arenado con polvo de óxido de aluminio recubierto de sílice de 30 micrómetros a 2 bares de presión y a una distancia de 10 mm, durante 10-15 segundos, hasta conseguir una superficie mate, utilizando la arenadora Cojet Prep®. Al finalizar, eliminamos los restos de polvo con la jeringa de aire comprimido.
3. Limpieza con alcohol de la superficie y secado con aire.

4. Adhesivo: Aplicación de Scotchbond Universal® durante 20 segundos, y a continuación soplado de manera suave con la jeringa de aire durante 5 segundos.
5. Cemento: En este grupo empleamos el RelyX Ultimate®. Tras aplicar el adhesivo, y de manera inmediata, colocamos una fina capa de cemento y unimos el cubo de composite, procediendo a aplicar una fuerza de 1 kg para asegurar una íntima unión entre ambos elementos. En este momento, retiramos los excesos de cemento con un pincel y procedimos a la polimerización inicial del conjunto durante 60 segundos. A continuación, aplicamos la lámpara durante 60 segundos más en cada una de las caras libres. Esperamos durante 10-15 minutos antes de introducir el espécimen en suero fisiológico para mantenerlo a una temperatura de 37°C durante 72 horas.

4.1.3. Obtención de las varillas.

Una vez ya obtuvimos los especímenes, entendiendo como tales el conjunto bloque de material restaurador unido al cubo de composite mediante el cemento adhesivo, tuvimos que conseguir las varillas sobre las que ejercer la fuerza de tensión.

El objetivo era lograr prismas cuadrados con una sección aproximada de 1 mm², y una longitud suficiente para poderlos manipular y adherir a la placa metálica que emplea la máquina de microtracción. Estas varillas serán el objeto de nuestra experimentación, y para ello serán sometidas a una fuerza de tensión. Estos estudios, comúnmente, se denominan estudios de microtracción, aludiendo a la reducida dimensión del área de adhesión.

El portamuestras empleado fue diseñado y fabricado para fijar este tipo de varillas, empleando para ello el soporte metálico que tienen estos bloques de materiales para procesado *CAD-CAM*. Tiene forma de L, donde el tramo largo es la parte que queda atrapada por el cepo de la máquina de corte, y la parte corta tiene un orificio, donde se inserta el soporte metálico del bloque, y un par de tornillos en cada sentido, para fijar el bloque y que éste no rote con la vibración del disco de corte.

Procedimos a cortar el espécimen en una cuadrícula, haciendo en un primer paso los cortes paralelos en un sentido, y al acabar, giramos 90° e hicimos los cortes en el otro sentido. Para ello, empleamos la máquina de corte Struers Accutom-10®, con un disco de diamante, y programando la velocidad de corte a 0,03 mm/s, y con un recorrido total de 21 mm.

El empleo de esta máquina, ubicada en el laboratorio de pluvimeturgia de la Universitat Politècnica de València (UPV), fue gracias a la colaboración que mantenemos con el Departamento de Materiales de dicha universidad. Este procedimiento fue lento, ya que la velocidad de corte tuvo que ser baja, para disminuir las posibilidades de fractura de las varillas (figura 5). En la segunda fase de cortes, una vez giramos el espécimen, teníamos que tener la precaución de parar el corte una vez había completado el recorrido y hacer el retroceso del disco sin giro del mismo, para minimizar el riesgo de fractura o desprendimiento de parte de las varillas.

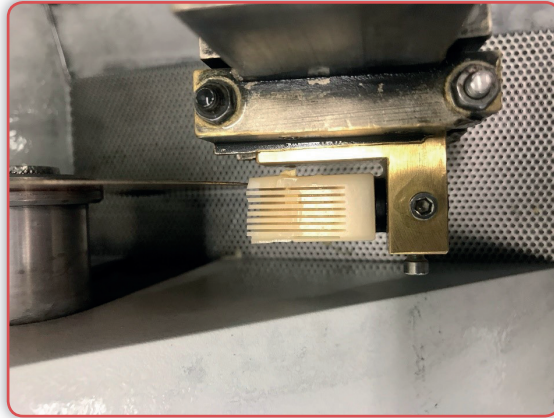


Fig. 5. Bloque en el proceso de corte en la máquina de corte Struers Accutom-10°.

Al acabar todos los cortes, en ambos sentidos, nuestro espécimen presentaba una cuadrícula en la parte superior, y en ese momento marcábamos con distintos colores los prismas de la zona externa y los de la zona interna, para así diferenciar las varillas perimetrales de las varillas centrales (figura 6). Fueron determinadas como perimetrales las varillas correspondientes a la primera fila exterior. En todos los grupos empleamos el color negro para identificar a las perimetrales, y el rojo para marcar los prismas o varillas centrales.

Después de desmontar el espécimen del portamuestras, tuvimos que separar las varillas de la base por la que permanecían unidas. Para ello empleamos un disco de diamante con una pieza de mano a baja revolución (figura 7).

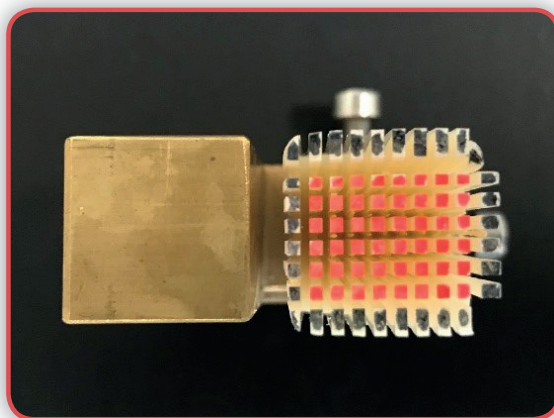


Fig. 6. Visión cenital del bloque en el portamuestras una vez hechos los cortes e identificados los elementos perimetrales (negro) y centrales (rojo).

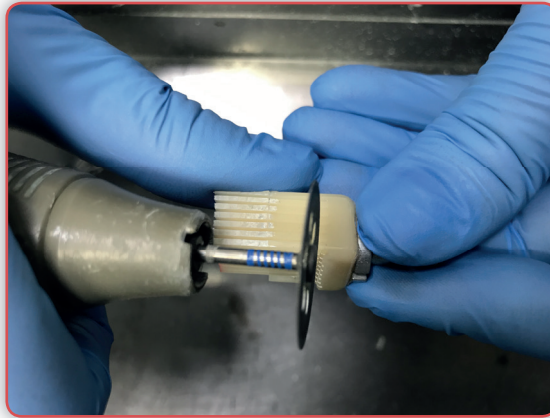


Fig. 7. Corte del bloque para separar todas las varillas pertenecientes al mismo grupo de estudio.

Procedimos a separar las varillas perimetrales, marcadas en color negro, de las centrales, marcadas en rojo (figura 8). Adjudicamos un nombre a cada varilla indicando si era perimetral o central y un número de orden (p1, p2, ... c1, c2, ...), y cada una de ellas fue medida con un calibre electrónico en la zona de la unión para averiguar el área. En todas las varillas medimos las dos dimensiones de la zona de unión entre composite y material restaurador para, multiplicando estas cifras, obtener el área, expresada en mm^2 . Todas las medidas fueron anotadas en la tabla Excel en la que hicimos el registro de los datos, y que están disponibles en el anexo de esta memoria de investigación.

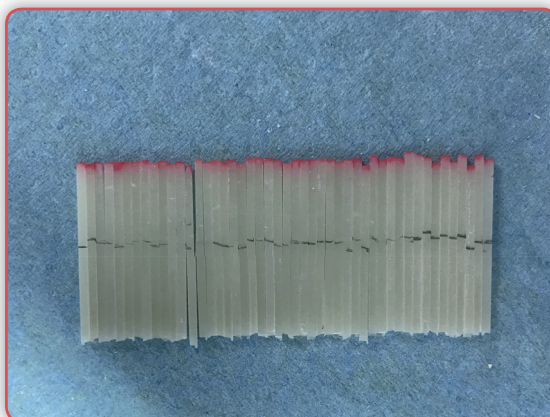


Fig. 8. Varillas centrales una vez separadas y antes de ser calibradas sus áreas de adhesión.

4.2. Método.

4.2.1. Ensayo de las varillas.

El ensayo de las varillas fue realizado mediante la máquina LMT 100[®]. Esta máquina ejerce una fuerza calibrada que separa dos elementos metálicos verticales, y sobre estos elementos se ancla una placa metálica a la cual es adherida la varilla, colocando cianoacrilato en los extremos. La placa metálica consta de dos elementos que encajan mediante dos guías longitudinales. En su zona central hay una acanaladura prismática, y es donde fijaremos nuestra varilla, haciendo coincidir la interfase del cemento con la zona de separación de los dos elementos. Para hacer más sencilla la identificación de las fracturas en cohesivas de material o de composite, de modo metódico, siempre colocamos la varilla en la misma posición: el extremo de material restaurador a la izquierda y el extremo de composite a la derecha (figura 9).



Fig. 9. Placa de tracción, con la varilla una vez ha sido ensayada.

La máquina ejerce una tracción constante de los elementos creando una tensión que generará la fractura de la varilla (figuras 10, 11 y 12). La velocidad empleada fue 0,5 mm/s, y el recorrido de movimiento 2 mm. En el ordenador anexo a esta máquina se representaban las gráficas de fuerzas, y quedaba registrado el valor de resistencia adhesiva, siendo éste el máximo valor en el que la varilla sufre una fractura. Este valor se expresa en newtons (N), y al relacionarlo con el área de cada varilla, mediante la fórmula N/mm^2 , obtuvimos el valor de resistencia adhesiva expresado en megapascales (MPa).

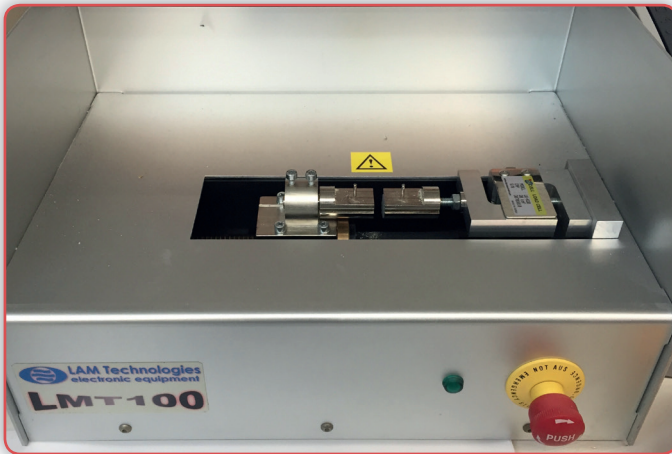


Fig. 10. Imagen de la máquina LMT 100°.

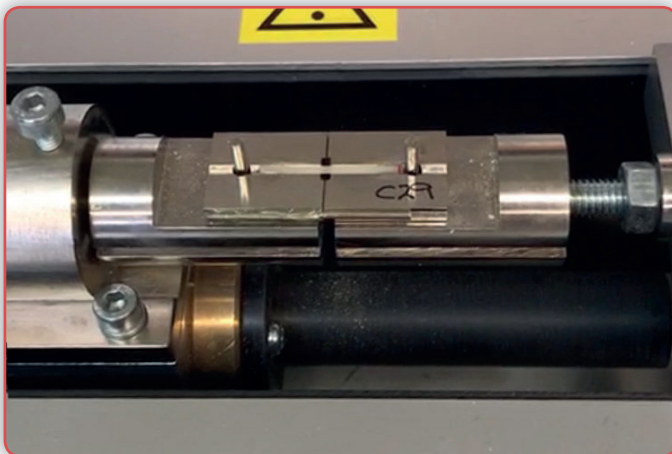


Fig. 11. Detalle de la LMT 100° con la placa metálica de tracción ubicada y antes de ensayar la muestra.

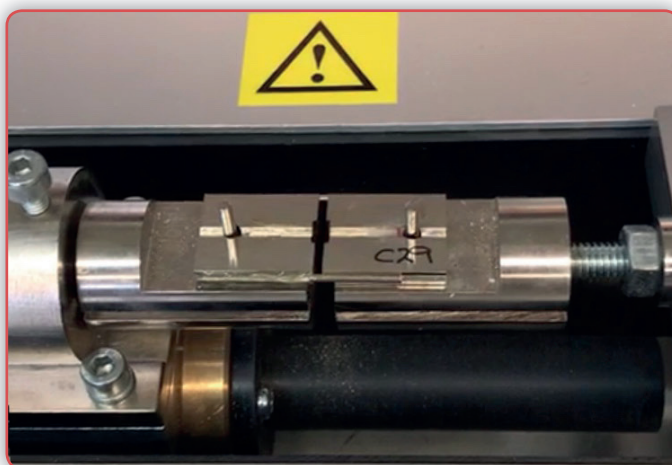


Fig. 12. Detalle de la LMT 100° con la muestra ya ensayada y fracturada.

Una vez fracturada la varilla analizábamos con el microscopio óptico a 10 aumentos (10x) si la fractura era adhesiva, cohesiva en la zona del material de restauración o bien cohesiva del composite. Esta variable también quedaba registrada en la tabla de recogida de datos.

La fractura adhesiva (figura 13) se producía cuando existía un despegamiento entre el material de restauración y el composite. Eran fracturas que quedaban en la zona media de la placa portamuestras, y cuya área era perpendicular al prisma que conforma la varilla.

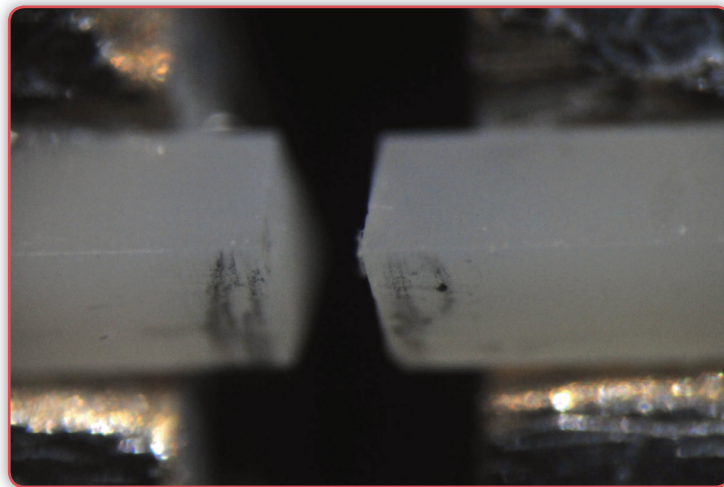


Fig. 13. Fractura adhesiva.

La fractura cohesiva del material restaurador (figura 14) acontecía cuando el fracaso se daba en la zona correspondiente al material restaurador que estamos estudiando. Como las varillas siempre las posicionábamos igual (material restaurador a la izquierda y composite a la derecha de la línea media de la placa portamuestras), estas fracturas siempre estaban a la izquierda. Las fracturas cohesivas de material restaurador tenían un patrón menos regular que las adhesivas, en el que parecía apreciarse un fracaso con morfología irregular.

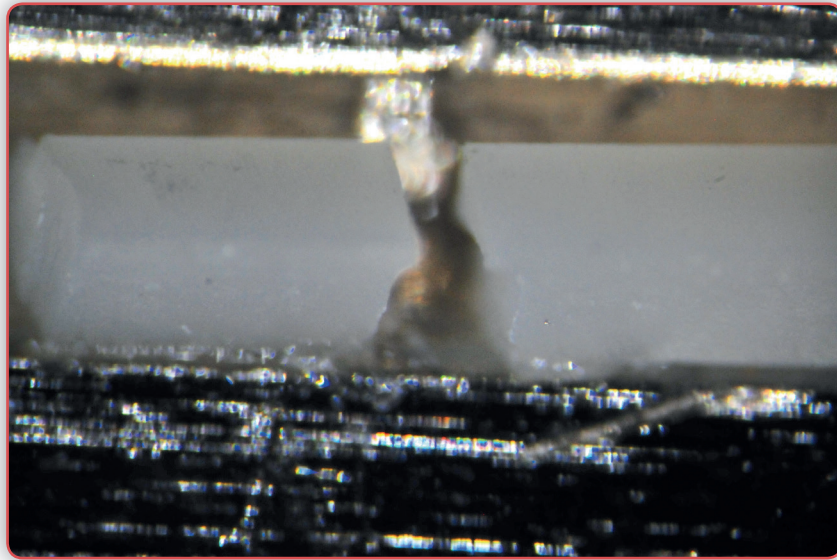


Fig. 14. Fractura cohesiva del material restaurador.

Las fracturas cohesivas de composite (figura 15) en nuestro estudio siempre se hacían evidentes en la zona derecha de la varilla. Al igual que las otras fracturas cohesivas, no tenían un patrón tan regular como las adhesivas.

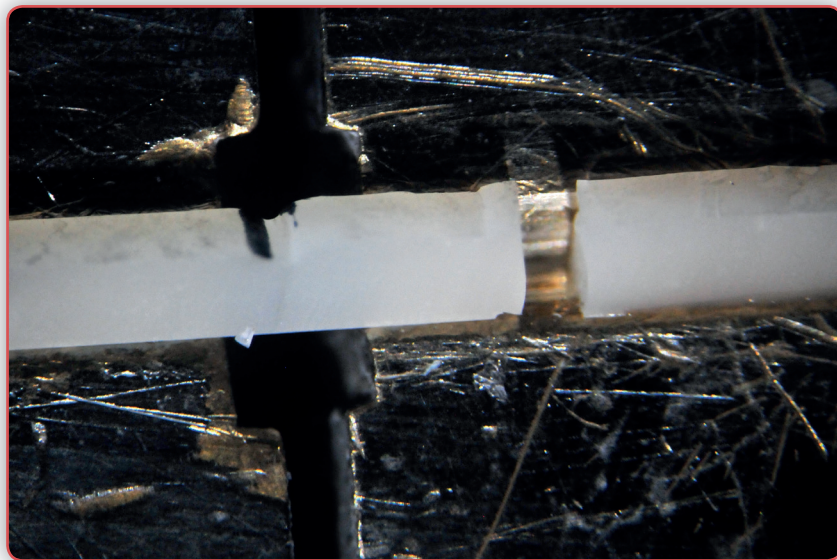


Fig. 15. Fractura cohesiva de composite.

4.2.2. Análisis estadístico.

El estudio estadístico de este trabajo fue realizado por stHalley Statistics y para ello emplearon el programa informático SPSS Statistics 22.0.

La muestra para la investigación estaba constituida por 269 elementos, divididos en 4 grupos según material y protocolo de adhesión:

- EMAX: Grupo IPS e.max CAD®, n=70
- VE: Grupo VITA Enamic®, n=57
- LUA: Grupo Lava Ultimate® arenado, n=77
- LUS: Grupo Lava Ultimate® silicatizado, n=65

La disparidad en el número de varillas en cada grupo viene dada por la dificultad que conllevó el proceso de preparación de las mismas. El corte del espécimen, sobre todo en la segunda tanda de cortes, tras girarlo 90° sobre su eje, era un momento crítico, ya que, debido a la vibración que se producía durante el giro del disco de corte, se produjo la fractura de alguna de las varillas, incluso de una línea completa de las mismas. Como en todos los grupos el tamaño de la muestra superó los 30 ejemplares, se dieron por válidos todos ellos para el estudio. Con una menor incidencia, también se malograron algunas varillas en el proceso del corte manual con disco para individualizarlas del espécimen.

Las variables de la investigación fueron las siguientes:

- La fuerza fue la variable primaria de la investigación. La fuerza de resistencia de adhesión a la que se produce la fractura de la varilla se registró en newtons. Esta fuerza se convirtió a MPa relacionándola con el área en mm² de cada prisma.
- El tipo de fractura fue otra variable registrada, que podría estar relacionada con el tipo de material empleado.
- El tercer factor valorado en el estudio fue la posición de la varilla dentro del espécimen, en concreto, analizamos si influye que tenga una ubicación en el perímetro o en el centro del bloque.

El análisis descriptivo proporcionó los estadísticos más relevantes para la variable fuerza, como son media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. Se proporcionaron también los intervalos de confianza al 95% para la fuerza media. El tipo de fractura se describió en términos de frecuencia absoluta y relativa.

La normalidad de las medidas de fuerza se contrastó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov, confirmándose en todos los grupos. Además, se verificó la homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene.

Debido a que la variable de fuerza cumplía la premisa de normalidad y homogeneidad de varianzas, se desarrolló un modelo lineal general de análisis de varianza (ANOVA) de una vía con factor grupo (tipo de protocolo), para comparar la fuerza media entre grupos. La prueba post-hoc aplicada fue Bonferroni, para evitar la propagación de error de tipo I.

Para evaluar el efecto de la posición de la varilla, el modelo se extendió a un ANOVA de 2 vías, evaluando el efecto interacción entre posición y grupo, y con el mismo tipo de comparaciones múltiples (Bonferroni).

Con el objetivo de medir el grado de asociación entre dos variables de tipo categórico, como pueden ser el tipo de fractura y el grupo de material, se empleó el Test Chi². Se atiende al test exacto de Fisher cuando las frecuencias esperadas en las celdas son demasiado bajas.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ($\alpha=0,05$). Cualquier p-valor menor a 0,05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0.05 indica ausencia de relación.

Para el test F del modelo de análisis de varianza, con un nivel de confianza del 95% y considerando un tamaño del efecto $f=0,25$ (moderado), la potencia alcanzada ha sido del 94,2% en una muestra como la actual ($n=269$).

Resultados 5

Una vez explicado en el capítulo de Material y Método cómo hemos desarrollado nuestra preparación de las varillas, la tracción de las mismas para evaluar su resistencia adhesiva a fuerzas de tracción, y el posterior análisis microscópico, a continuación, expondremos los resultados obtenidos en la experimentación.

Para ello, vamos a estructurar los mismos en tres secciones:

- 5.1. Resultados del ensayo de microtracción y análisis estadístico de los datos, con el objetivo de cuantificar los valores de resistencia adhesiva a la fuerza de tensión de cada uno de los grupos.
- 5.2. Estudio comparativo estadístico de los distintos grupos en función de la fuerza ejercida. Dentro de este apartado analizaremos también el efecto de la variable posición y estudiaremos la predicción de la probabilidad de fractura.
- 5.3. Estudio comparativo estadístico de los tipos de fractura, valorando su relación con la fuerza y con la posición de la varilla dentro del espécimen.

Todos los datos obtenidos en la experimentación se encuentran disponibles en un anexo de este trabajo.

5.1. Resultados del ensayo de microtracción.

La muestra para la investigación estaba constituida por 269 elementos, divididos en cuatro grupos en función del material y del protocolo de adhesión empleado:

- EMAX: IPS e.max CAD®, n=70.
- VE: VITA Enamic®, n=57.
- LUA: Lava Ultimate® arenado, n=77.
- LUS: Lava Ultimate® silicatizado, n=65.

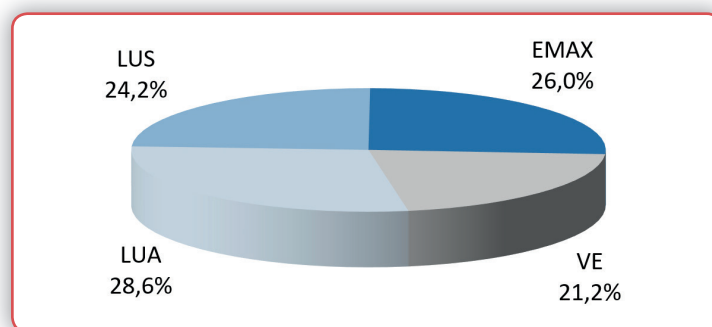


Gráfico 1. Distribución de los grupos de investigación.

La realización del ensayo consistió en adherir por los extremos mediante cianoacrilato una de las varillas, previamente calibrada, a la placa de microtracción, ubicando el prisma en la acanaladura central, y manteniendo ambos lados de esta placa juntos. Una vez endurecido el cianoacrilato, se colocó esta placa, haciendo coincidir sus orificios con los elementos verticales que tiene la LMT100®. Al iniciar el ensayo, los elementos verticales que retenían la placa se fueron separando entre sí, con una velocidad constante de 0,5 mm/s, y con un recorrido fijado en 2 mm. Todas las varillas se rompieron antes de finalizar este desplazamiento.

En el ordenador conectado a la máquina de microtracción se fueron mostrando las gráficas de fuerza. El valor máximo exhibido en cada gráfica es la cuantificación de la fuerza a la que se ha producido la fractura, y es medido en N. Al relacionar esta medida con el área de la varilla, mediante la fórmula N/mm^2 obtuvimos el valor de la resistencia adhesiva, que se expresa en MPa.

En cada uno de los grupos calculamos la media, la mediana y la desviación típica.

- Media o promedio: Es el valor que obtenemos al sumar todos los valores obtenidos dividido entre el número de valores del conjunto.
- Mediana: Es el valor ubicado en medio cuando ordenamos todos los datos del conjunto de menor a mayor.
- Desviación típica: Es la medida que nos cuantifica la dispersión o variación del conjunto de datos obtenidos. Una desviación típica baja indica poca dispersión, casi todos los valores están muy cerca de la media; sin embargo, si este valor es alto, tendremos datos que abarcan un rango más amplio de valores.

En la siguiente tabla podemos observar la media, mediana y desviación típica de cada uno de los grupos, expresados en MPa.

	EMAX	VE	LUA	LUS
Media	33,68	29,68	38,17	42,07
Desviación típica	16,27	17,26	18,36	19,67
Mediana	34,19	31,25	36,89	43,53

Tabla 3. Media, mediana y desviación típica de cada uno de los grupos (MPa).

Las tablas de recogidas de datos de cada uno de los grupos, dónde figuran de manera pormenorizada las dimensiones del área de adhesión y el resultado del ensayo en N y MPa de cada varilla, están incluidas en el anexo de esta memoria de investigación.

5.2. Estudio comparativo de los grupos en función de la fuerza.

Este estudio lo hemos comenzado comparando los valores medios de la variable fuerza de los diferentes grupos, tal y como nos muestra el gráfico 2.

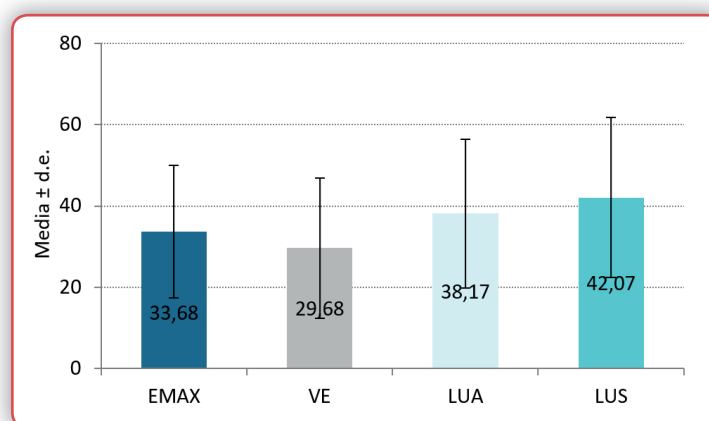


Gráfico 2. Resistencias medias y desviación típica de cada uno de los grupos en MPa.

La tabla siguiente (tabla 4) nos muestra la descriptiva estadística completa de los valores de resistencia adhesiva de todos los grupos:

	GRUPO				
	Total	EMAX	VE	LUA	LUS
N	269	70	57	77	65
Media	36,15	33,68	29,68	38,17	42,07
Desviación típica	18,40	16,27	17,26	18,36	19,67
IC 95% media	33,93 - 38,36	29,80 - 37,56	25,10 - 34,26	34,00 - 42,34	37,19 - 46,94
Mínimo	0,41	2,07	2,15	2,69	0,41
Máximo	89,38	67,67	68,30	89,38	87,49
Mediana	35,44	34,19	31,25	36,89	43,53

Tabla 4. Fuerza de adhesión (MPa) en función del grupo.

Analizando la estadística descriptiva, lo primero que constatamos es que la fuerza más baja es la que tienen los grupos VE y EMAX. La media se eleva cuando empleamos el material Lava Ultimate® (LUA y LUS), especialmente cuando aplicamos el protocolo de silicatizado (LUS).

El gráfico que nos muestra el diagrama de caja de esta tabla nos permitirá sintetizar la información de la tabla anterior (gráfico 3).

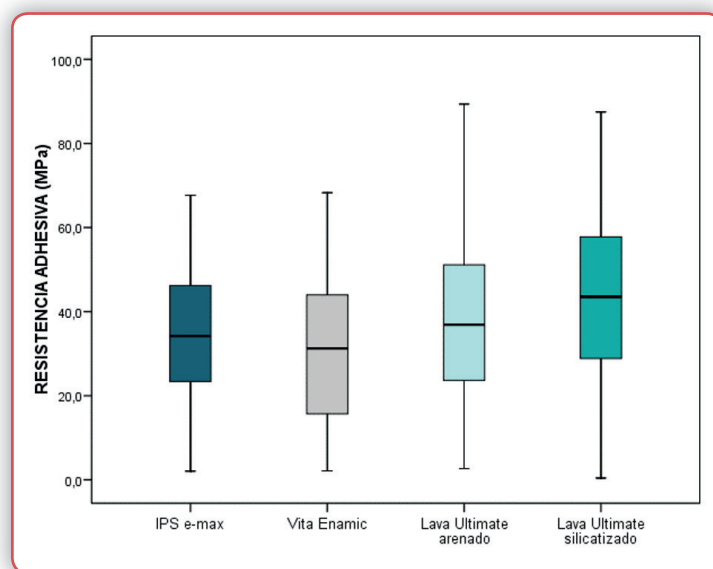


Gráfico 3. Diagrama de caja de la fuerza de la resistencia adhesiva de cada grupo (MPa).

La caja de cada grupo concentra el 50% de los casos, siendo la mediana la línea horizontal que la divide. Los bordes inferior y superior de la caja se corresponden con el primer y tercer cuartil, por debajo de los cuales está el 25% y 75%, respectivamente, de la muestra. Los bigotes se extienden hasta los valores en un rango aceptable, por fuera de los cuales estarían, si existieran, los valores atípicos (círculos) y los extremos (asteriscos). En nuestro estudio no han aparecido estos tipos de valores.

Analizando las medianas, observamos que en el grupo VE el 50% de las varillas soportan una fuerza igual superior a 31,25 MPa, la mitad de las de EMAX resisten más de 34,19 MPa, y en el caso de las varillas de LU, las arenadas (LUA), el 50% toleran más de 36,89 MPa, y la mitad de las silicatizadas (LUS) dan un valor superior a 45,63 MPa. Observamos que las distribuciones son bastante simétricas, esto es que los bigotes superiores e inferiores tienen una extensión similar. Esta simetría de las distribuciones es coherente con el resultado de los test de normalidad. En nuestro caso, como se trata de medidas de fuerza, la normalidad se contrastó con un test de Kolmogorov-Smirnov, confirmándose en todos los grupos.

Otro enfoque para describir gráficamente la secuencia de fuerzas a las que las varillas se rompen es una curva estándar de supervivencia (gráfico 4). Este gráfico presenta la proporción de casos, dentro de cada grupo, que soportan una determinada tensión en la máquina (o la probabilidad de alcanzarla). Los pequeños escalones que observamos en las curvas se producen en los valores de fuerza concretos en los que se separan las varillas. Representan una disminución de la probabilidad de la pieza de estar íntegra.

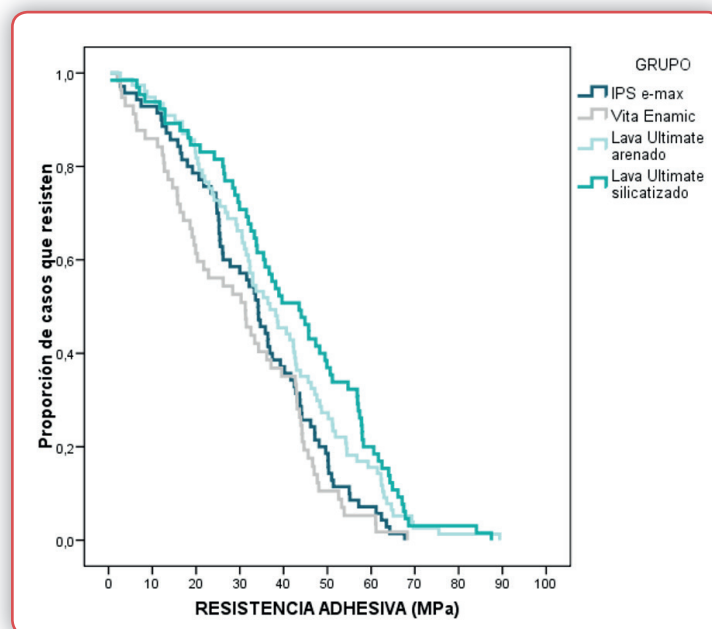


Gráfico 4. Curva estándar de supervivencia.

Lo que observamos es que las varillas del grupo LUS exhiben, en efecto, una resistencia mayor, que constatamos viendo su curva por encima de las demás.

Para comparar la fuerza media de resistencia de los cuatro grupos aplicamos un modelo ANOVA de una vía. Recordemos que el análisis de varianza (ANOVA) de una vía se utiliza para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de tres o más grupos.

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$;

GRUPO	p-valor
	0,001**

Tabla 5. Comparación de la fuerza media de los grupos: resultados del modelo ANOVA de una vía.

Hallamos un efecto grupo ($p=0,001$), esto es, no todos los grupos presentan la misma fuerza de resistencia.

A continuación, determinamos entre qué grupos específicos existen diferencias estadísticamente significativas mediante pruebas de comparación múltiple *post hoc* (tabla 6). En nuestro estudio empleamos el ajuste de Bonferroni. Recordemos que el nivel de significatividad empleado ha sido del 5%, y, por lo tanto, cualquier valor de p menor a 0,05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa.

^{*} $p<0,05$; ^{**} $p<0,01$; ^{***} $p<0,001$

	EMAX	VE	LUA	LUS
EMAX				
VE	1,000			
LUA	0,781	0,043*		
LUS	0,042*	0,001**	1,000	

Tabla 6. Comparación de la fuerza media de los grupos: resultados de las pruebas *post hoc* de Bonferroni.

Se observa que el protocolo LUS exhibe una fuerza media significativamente superior a VE ($p=0,001$) y a EMAX ($p=0,042$). Sin embargo, no hay evidencia para afirmar que funciona de manera distinta al mismo material con distinto protocolo LUA ($p=1,000$).

Por otra parte, también verificamos que LUA se muestra más efectivo que VE ($p=0,043$).

No hay diferencia entre ningún otro par de protocolos:

- VE vs. EMAX ($p=1,000$).
- LUA vs. EMAX ($p=0,781$).

Esta prueba, por tanto, enfatiza la superioridad de Lava Ultimate[®] silicatizado respecto a los materiales VITA Enamic[®] e IPS e.max CAD[®], aunque no respecto a Lava Ultimate[®] arenado. Este último también evidencia una mejor resistencia respecto a VITA Enamic[®].

5.2.1. Efecto de la posición de la varilla.

En este apartado vamos a analizar si la posición de la varilla dentro del espécimen, central o perimetral, pudiera ejercer alguna influencia sobre la fuerza de resistencia. En primer lugar, analizamos la proporción de varillas centrales y perimetrales que componían cada grupo (tabla 7).

	GRUPO									
	Total		EMAX		VE		LUA		LUS	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	269	100,0%	70	100,0%	57	100,0%	65	100,0%	65	100,0%
central	169	62,8%	48	68,6%	31	54,4%	42	64,6%	42	64,6%
perimetral	100	37,2%	22	31,4%	26	45,6%	23	35,4%	23	35,4%

Tabla 7. Posición de la varilla según grupo.

En principio, no hay suficiente evidencia estadística para afirmar que la distribución de las muestras sea diferente entre los grupos, ya que el valor que nos da la aplicación del test Chi² es $p=0,419$.

En segundo lugar, para evaluar el efecto interacción entre posición y grupo, se incluye el tipo de varilla (perimetral o central) en el modelo ANOVA de dos vías para ajustar la relación principal (fuerza-grupo) por la misma (tabla 8).

	GRUPO														
	Total			EMAX			VE			LUA			LUS		
	POSICION VARILLA			POSICION VARILLA			POSICION VARILLA			POSICION VARILLA			POSICION VARILLA		
	Total	C	P	Total	C	P	Total	C	P	Total	C	P	Total	C	P
N	269	169	100	70	48	26	57	31	26	77	48	29	65	42	23
Media	36,15	41,25	27,52	33,68	36,48	27,56	29,68	37,10	20,83	38,17	44,55	27,62	42,07	45,99	34,92
Desviación típica	18,40	17,98	15,77	16,27	15,76	16,04	17,26	17,73	11,86	18,36	13,17	13,17	19,67	18,81	19,58
Mínimo	0,41	2,67	0,41	2,07	2,67	2,07	2,15	2,75	2,15	2,69	2,69	5,41	0,41	6,44	0,41
Máximo	89,38	89,38	67,45	67,67	67,67	57,16	68,30	68,30	43,01	89,38	89,38	54,20	87,49	87,49	67,45
Mediana	35,44	43,09	27,47	34,19	35,25	28,82	31,25	43,64	19,08	36,89	44,73	30,49	43,53	46,52	33,93

Tabla 8. Fuerza de resistencia adhesiva (MPa) según grupo y posición (C: Central; P: Perimetral) de la muestra.

El modelo sigue concluyendo que el grupo de material influye significativamente en la resistencia media ($p=0,002$) (tabla 9).

^o $p<0,05$; ^{oo} $p<0,01$; ^{ooo} $p<0,001$

	p-valor
Grupo	0,002**
Varilla	<0,001***
Grupo x varilla	0,463

Tabla 9. Resistencia según grupo y posición de la muestra: resultados test F del modelo lineal general ANOVA de dos vías.

Además, esta influencia es similar tanto si se trabaja con varillas centrales o perimetrales ($p=0,463$). Por tanto, las diferencias entre grupos son independientes de la posición.

La interpretación también puede ser recíproca: hay un efecto posición ($p < 0,001$).

Las centrales resisten más, tal y como podemos evidenciar en la tabla 10 ($41,3 \pm 18,0$ MPa frente a $27,5 \pm 15,8$ MPa). Y esa ventaja de las centrales se mantiene constante en los diferentes grupos, por la falta de interacción ($p=0,463$).

	POSICION VARILLA		
	Total	central	perimetral
N	269	169	100
Media	36,15	41,25	27,52
Desviación típica	18,40	17,98	15,77
Mínimo	0,41	2,67	0,41
Máximo	89,38	89,38	67,45

Tabla 10. Fuerza de adhesión (MPa) según posición de la varilla.

El gráfico siguiente es muy ilustrativo de los resultados según la posición.

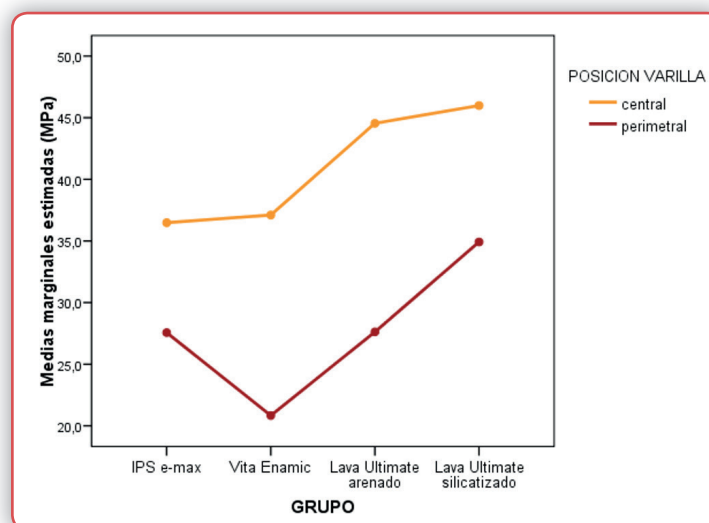


Gráfico 5. Medias marginales estimadas de resistencia adhesiva (MPa).

Con cualquier tipo de varilla los resultados tienden a ser muy similares entre sí. Dicho de otra manera, para cualquier grupo, el ensayo con centrales da valores de resistencia superiores al de perimetrales.

El modelo ANOVA de dos vías también se completa con pruebas de Bonferroni en cada uno de los tipos de varilla, para valorar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos grupos de varillas centrales, por un lado, y de prismas perimetrales por el otro.

	EMAX	VE	LUA	LUS
EMAX				
VE	1,000			
LUA	0,158	0,411		
LUS	0,069	0,208	1,000	

Tabla 11. Comparación de la fuerza media de los grupos de varillas centrales: resultados de las pruebas *post hoc* de Bonferroni.

En los resultados podemos ver que no hay diferencias entre la fuerza media de los grupos dentro de las varillas centrales. Esto es debido a la reducción del tamaño muestral, lo que provoca que solo para la diferencia más extrema (LUS vs EMAX) se esté cerca de la significancia estadística ($p=0,069$).

[°] $p<0,05$; ^{°°} $p<0,01$; ^{°°°} $p<0,001$

	EMAX	VE	LUA	LUS
EMAX				
VE	0,780			
LUA	0,611	0,611		
LUS	0,649	0,010*	0,534	

Tabla 12. Comparación de la fuerza media de los grupos de varillas perimetrales: resultados de las pruebas *post hoc* de Bonferroni.

Ensayando con las perimetrales, comprobamos que solo el grupo LUS se exhibe significativamente más resistente que el VE ($p=0,010$). Entre los demás grupos no hay diferencias significativas.

5.2.2. Predicción de la probabilidad de fractura (modelo Weibull).

El objetivo de este apartado es estudiar la probabilidad de fractura de las diferentes varillas en relación al esfuerzo mediante modelización con funciones de Weibull.

Empleando la distribución acumulada de Weibull se han estimado modelos para la probabilidad de fractura de los distintos materiales. Las estimaciones están basadas en la fórmula de Griffith para materiales frágiles y consisten en la obtención de los valores de esfuerzo característico y módulo de Weibull que mejor se ajustan a los datos experimentales. Se realizaron representaciones gráficas de la curva de probabilidad en función del esfuerzo para permitir la comparación entre tipos de material.

Básicamente, la probabilidad de fractura depende de:

- Esfuerzo de tensión aplicado: σ (o resistencia a la tensión).
- Volumen efectivo: V_E
- Esfuerzo característico: σ_0
- Módulo de Weibull: m

Estos elementos deberemos relacionarlos a través de la función de distribución de probabilidad acumulada de Weibull.

$$\text{prob. fractura } F = 1 - e^{-V_E \left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)^m}$$

Para cada tipo de material se ha estimado la función de probabilidad de fractura. La tabla siguiente (tabla 13) resume el valor estimado de los parámetros considerados más relevantes.

	GRUPO			
	EMAX	VE	LUA	LUS
Esfuerzo característico σ_0	202,05	33,76	177,63	156,28
Módulo de Weibull m	7,59	1,48	8,64	10,76

Tabla 13. Probabilidad de fractura según grupo: valores del esfuerzo característico (MPa) y módulo de Weibull.

Los valores anteriores pueden interpretarse de la siguiente manera:

- A mayor esfuerzo característico, más resistente es el material.
- A mayor módulo de Weibull, tanto mayor es el impacto del esfuerzo sobre la probabilidad de fractura. Esto conlleva que, a poco que aumentamos el esfuerzo, la tensión se eleva considerablemente y la probabilidad de fractura se eleva de una manera notable.

El gráfico siguiente (gráfico 6) representa las estimaciones obtenidas.

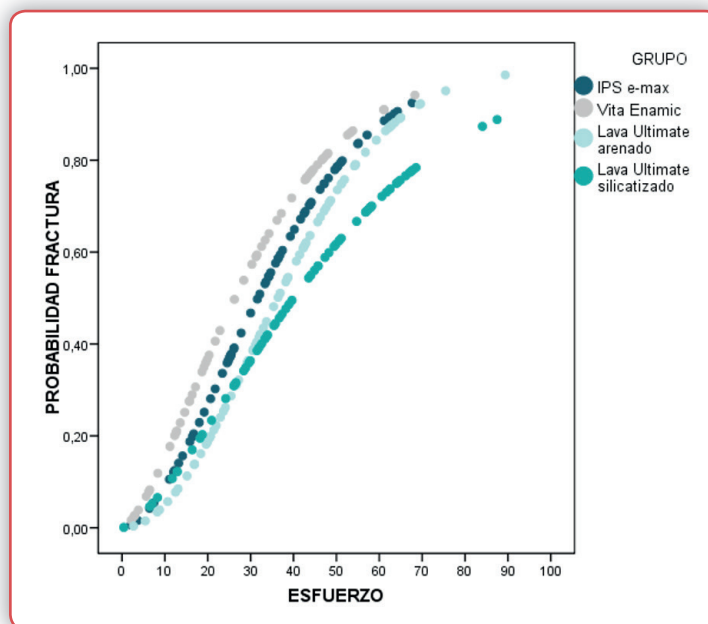


Gráfico 6. Estimaciones de la probabilidad de fractura.

Observamos una cierta separación de la curva LUS respecto al resto, concretamente está desplazada a la derecha, en una posición que la define como la mejor del conjunto. Esto se interpretaría como que se necesitaría un esfuerzo bastante grande para alcanzar una probabilidad de fractura similar a la de otros materiales en niveles de esfuerzo bastante más bajos.

En sentido decreciente en la escala de esfuerzo, hacia la izquierda, están más agrupadas las curvas de probabilidad de fractura de LUA, EMAX y VE. Se trata de materiales que se ubican en un nivel más bajo de resistencia. Cuanto más a la izquierda está la curva, necesitaremos de menor esfuerzo para aumentar la probabilidad de fractura.

La pendiente del grupo LUS es la más suave de todas, es decir, se ha de incrementar bastante el esfuerzo para conseguir un aumento relevante de la probabilidad de fractura.

5.3. Estudio comparativo estadístico de los tipos de fractura.

Una vez realizado el ensayo de microtracción, procedimos a analizar mediante microscopía óptica de 10 aumentos, el patrón de fractura de las diferentes varillas.

Los tipos de fractura fueron clasificados en tres categorías:

- Adhesivas: cuando el fallo se producía en la unión del material y del composite (figura 13).
- Cohesivas de composite: cuando la fractura estaba localizada en la zona de la varilla correspondiente al composite (figura 14).
- Cohesivas de material de restauración indirecta: cuando la varilla se rompía por la zona del prisma donde estaba ubicado el material restaurador (figura 15).

En las siguientes imágenes podemos observar el patrón de los fallos.

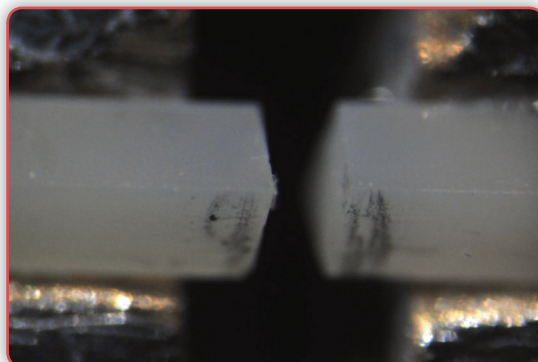


Fig. 13. Fractura adhesiva.



Fig. 14. Fractura cohesiva de composite.

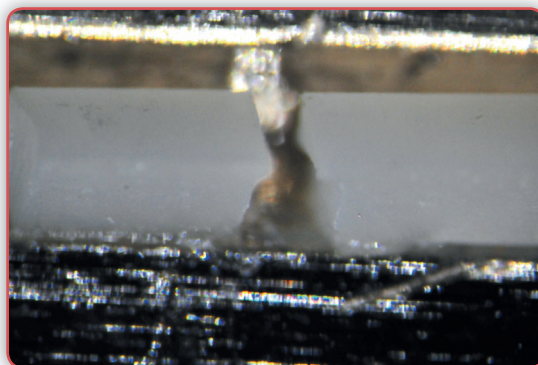


Fig. 15. Fractura cohesiva de material.

Las fracturas, tal y como podemos ver en la tabla 14, se repartieron en proporción bastante similar entre adhesivas (46,1%) y cohesivas (53,9%). Dentro de estas últimas, las cohesivas de composite (134 casos y 49,8% del total) dominan masivamente sobre las de material (11 casos, que representan el 4,1% del total).

	GRUPO									
	Total		EMAX		VE		LUA		LUS	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	269	100,0%	70	100,0%	57	100,0%	77	100,0%	65	100,0%
adhesiva	124	46,1%	53	75,7%	33	57,9%	22	28,6%	16	24,6%
cohesiva composite	134	49,8%	17	24,3%	20	35,1%	52	67,5%	45	69,2%
cohesiva material	11	4,1%	0	0%	4	7,0%	3	3,9%	4	6,2%

Tabla 14. Tipo de fractura según grupo

En el gráfico 7 tenemos una representación de los tipos de fractura en cada grupo.

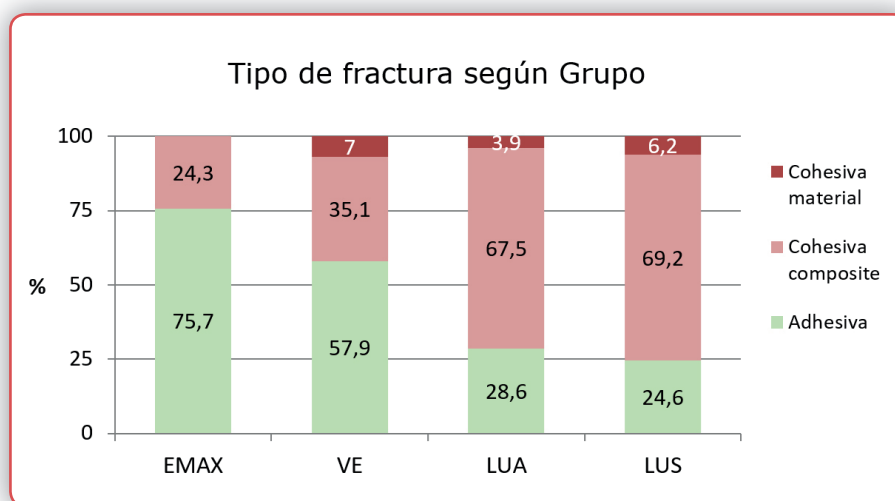


Gráfico 7. Tipo de fractura según grupo.

La gran diferenciación entre los dos grupos de Lava Ultimate® y los otros dos materiales, VITA Enamic® y IPS e.max CAD®, es muy evidente. Con dicho material, y para cualquiera de los dos protocolos, arenado o silicatizado, las fracturas suelen ser cohesivas de composite (más del 67%). Sin embargo, con VE y EMAX éstas apenas suponen el 24-35% del total.

Para verificar la asociación entre tipo de fractura y grupo se realizó un test Chi², que arrojó un p-valor <0,001, lo que confirma esta asociación (tabla 15).

^{*}p<0,05; ^{**}p<0,01; ^{***}p<0,001

	EMAX	VE	LUA	LUS
EMAX				
VE	0,033*			
LUA	<0,001***	0,001**		
LUS	<0,001***	<0,001***	0,596	

Tabla 15. Asociación entre tipo de fractura y grupo.

Los resultados tras hacer un test exacto de Fisher, confirmaron la diferenciación del material Lava Ultimate® respecto a los otros dos en término de tipo de fractura. Además, también hay diferencias entre VITA Enamic® y IPS e.max CAD®, ya que con este último material la predominancia de las adhesivas es mucho mayor.

5.3.1. Relación entre tipo de fractura y fuerza.

La siguiente valoración que procedimos a realizar es si existe relación entre la fuerza de adhesión y el tipo de fractura.

	TIPO DE FRACTURA			
	Total	adhesiva	cohesiva composite	cohesiva material
N	269	124	134	11
Media	36,15	32,91	39,52	31,61
Desviación típica	18,40	18,65	17,57	19,74
Mínimo	0,41	0,41	2,67	3,80
Máximo	89,38	87,49	89,38	64,30
Mediana	35,44	33,49	38,82	28,37

Tabla 16. Fuerza de adhesión (MPa) según tipo de fractura.

En la tabla 16 podemos ver los datos descriptivos de la fuerza de adhesión según el tipo de fractura, y observamos que se describe una mayor resistencia máxima asociada a las fracturas de tipo cohesivo.

Aplicamos un modelo ANOVA de una vía y se alcanzó la significancia estadística, ya que se obtuvo un p-valor de 0,011. A continuación, se aplicaron pruebas *post hoc* de Bonferroni para comprobar si hay diferencias entre los tipos de fractura, y nos arrojaron los datos mostrados en la tabla 17.

^{*}p<0,05; ^{**}p<0,01; ^{***}p<0,001

	Adhesiva	Cohesiva composite
Adhesiva		
Cohesiva composite	0,011*	
Cohesiva material	1,000	0,499

Tabla 17. Comparación de la fuerza media de los tipos de fractura.

Se confirmó que las roturas cohesivas de composite se vinculaban a una fuerza media significativamente superior ($p=0,011$).

5.3.2. Relación entre tipo de fractura y posición de la varilla.

En la siguiente tabla (tabla 18) podemos observar el análisis descriptivo de los datos que obtenemos cuando analizamos la relación entre el tipo de fractura y posición de la varilla.

	POSICION VARILLA					
	Total		central		perimetral	
	N	%	N	%	N	%
Total	269	100,0%	169	100,0%	100	100,0%
adhesiva	124	46,1%	61	36,1%	63	63,0%
cohesiva composite	134	49,8%	102	60,4%	32	32,0%
cohesiva material	11	4,1%	6	3,6%	5	5,0%

Tabla 18. Tipo de fractura según posición de la varilla.

Haciendo un diagrama de barras (gráfico 8), podemos ver de un modo sencillo en la representación gráfica, que en el grupo de varillas perimetrales hay muchos más fracasos adhesivos que cohesivos, siendo este resultado estadísticamente significativo ($p < 0,001$, Chi^2).

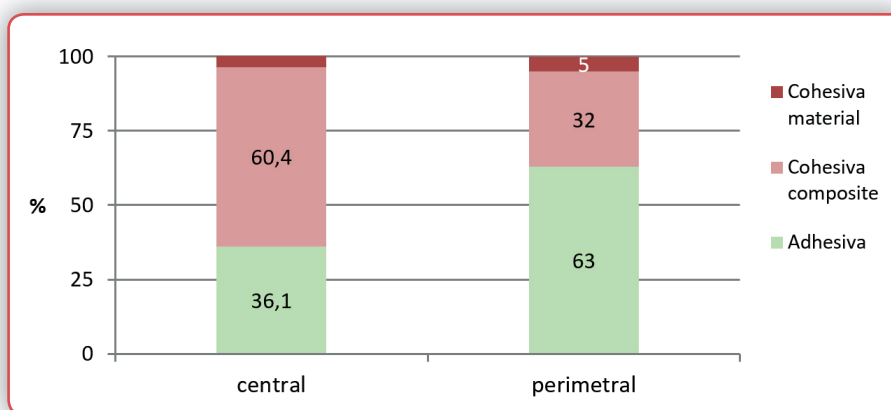


Gráfico 8. Tipo de fractura según la posición de la varilla.

Discusión 6

En este capítulo se ha articulado la discusión en cuatro apartados. En el primero se valorará la selección de los materiales elegidos para la investigación, en la segunda parte se discutirá sobre la metodología empleada y en el tercero compararemos nuestros resultados con los obtenidos en otras investigaciones similares a la nuestra. El último apartado hará referencia a las repercusiones prácticas y a las aplicaciones clínicas.

6.1. Discusión de la selección del material.

El uso de restauraciones de cobertura parcial se ha incrementado en los últimos años porque proporcionan una opción conservadora y estética y requieren una preparación dental mínima, lo que preserva la integridad de la estructura dental. La longevidad de las restauraciones cerámicas adheridas a los dientes es correcta y nos permite emplear esta técnica en nuestra rutina clínica con resultados satisfactorios. En el trabajo realizado en la Universidad de Heidelberg (Alemania) se estudió la supervivencia de inlays y onlays preparados por operadores con poca experiencia (alumnos de cuarto y quinto año y recién graduados), entre los años 1993 y 2002. En él se pudo comprobar que la supervivencia era del 96,7%, con una media en el periodo de observación de 17,3 meses. (Schulte, 2005).

Bustamante realizó una revisión sistemática y metaanálisis sobre el comportamiento clínico de las restauraciones parciales. De su estudio concluimos que el empleo de este tipo de prótesis es un tratamiento de elección en dientes posteriores, debido a su alta predictibilidad, a que presenta un buen comportamiento biomecánico y que es conservador con los tejidos dentales remanentes (Bustamante-Hernández, 2020).

El éxito de este tipo de restauraciones se ve notablemente influenciado por el tipo de material que seleccionemos, tal y como refleja el estudio de Kois, en el cual se valoró la resistencia de tres tipos de cerámicas (feldespática, reforzada con leucita y reforzada con disilicato de litio) y de composite indirecto, siendo la cerámica reforzada con disilicato de litio el material con mayor resistencia y con menor riesgo de fractura (Kois, 2013). En nuestro estudio, este material es el que hemos empleado como referente o *gold standard*. En el estudio realizado en 2010 para evaluar la evolución de 62 coronas de disilicato de litio realizadas en clínica con técnica CAD-CAM, se vio que a los dos años no se había roto ni descascarillado ninguna, por lo que se concluyó que sus resultados clínicos son adecuados (Fasbinder, 2010).

Como grupo control, seleccionamos las varillas confeccionadas con IPS e.max CAD®, ya que, en el ámbito de las porcelanas, son las de silicatos las que tienen mejores valores de resistencia adhesiva (Román, 2010). Dentro de las cerámicas de silicatos, las que obtenemos con maquinado CAD-CAM fueron las seleccionadas frente a las de procesamiento convencional, ya que ambas técnicas consiguen unos ajustes muy similares, y el empleo de los captadores en boca y del diseño en el ordenador nos permite una reproductibilidad que no nos proporciona la técnica convencional (Neves, 2014; Azar, 2018; Dolev, 2019).

La decisión de escoger como materiales híbridos VITA Enamic® y Lava Ultimate® para compararlos con la porcelana IPS e.max CAD® fue tomada porque son los materiales híbridos más “antiguos” (ambos fueron lanzados en 2012, el primero como representante de los *PICN* y el segundo como resina con infiltrado cerámico) y porque, además, son los materiales que estamos probando en todos los estudios de adhesión, compresión y microscopía que estamos llevando a cabo dentro de nuestro grupo de investigación en la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Universitat de València. En el diseño de la experimentación, quisimos dejar de lado la unión diente-cemento y centrarnos únicamente en la interfase material de restauración-cemento para eliminar más variables. Consideramos que el composite tiene la misma composición que los cementos empleados, ya que todos ellos son resinas, con mayor o menor carga. En un número considerable de artículos revisados la adhesión se hace a composite, lo que justifica nuestra metodología (Magne, 2006; Casucci, 2011; Tian, 2014; Duzyol, 2015; Passia, 2015).

Albero y colaboradores, dentro de un estudio realizado en esta misma universidad, evaluaron las propiedades físicas de una serie de materiales de restauración. En concreto, analizaron distintas cerámicas (VITA Mark II®, IPS e.max CAD® y Empress CAD®), una resina nanocerámica (Lava Ultimate®) y un *PICN* (VITA Enamic®). Según sus resultados, es la cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® la que presenta valores significativamente más altos en dureza, módulo de flexión y resistencia a la fractura. Lava Ultimate® y VITA Enamic® son los segundos materiales más resistentes, aunque su dureza es significativamente menor que las tres cerámicas estudiadas. Los autores concluyen que, debido a la resistencia a la flexión y a presentar un módulo elástico similar al diente, junto con la menor dureza, que el *PICN* (VITA Enamic®) es un buen material para emplear como material restaurador (Albero, 2015).

En un análisis de las propiedades mecánicas de algunos de los materiales empleados para las restauraciones parciales (Lawson, 2016), vemos que tienen distintos comportamientos. IPS e.max CAD® es más fuerte, rígido y duro que los demás. Tanto VITA Enamic®, como IPS e.max CAD® e incluso el esmalte, que se testó para hacer la comparativa, sufren desgaste abrasivo; por el contrario, el Lava Ultimate® mostró signos de fatiga. Esto lo relacionan con su módulo elástico, ya que los materiales con bajo módulo muestran signos de fatiga, mientras que los de alto módulo sufren desgaste abrasivo. Sin embargo, todos ellos ofrecen unos valores adecuados de resistencia al desgaste para ser empleados en restauraciones parciales.

La decisión de emplear estos materiales en formato bloque para ser fresado mediante tecnología CAD-CAM viene dado porque, en las cerámicas, al ser un procedimiento mecánico, se minimizan los posibles errores, y en aspectos como dimensiones y color, podemos estandarizar estos valores. En los materiales basados en resina, los bloques CAD-CAM han sido polimerizados bajo alta presión y temperatura. Esto les dota de propiedades físicas significativamente superiores a los que son polimerizados de modo convencional. Además, no solo mejoran el comportamiento mecánico, sino que aspectos como la resistencia a la abrasión y a las discoloraciones se ven mejorados con el procedimiento más actual (Stawarczyc, 2012).

Los materiales basados en composites y presentados para su fresado mediante CAD-CAM son una buena alternativa a las cerámicas, ya que pueden ser fabricados del mismo modo que el resto de materiales en bloque, pero con un ahorro considerable en los elementos de fresado, ya que éstos sufren un desgaste mucho menor cuando preparan estos materiales que cuando fresan cerámicas (Lebon, 2015). Otra ventaja, ésta a nivel clínico, es que pueden ser reparadas de un modo más sencillo que las restauraciones cerámicas (Cekic-Nagas, 2016).

Decidimos que, para no introducir más variables en el estudio, íbamos a emplear cada uno de ellos con el protocolo de adhesión que recomienda la propia casa comercial. Esto nos permitiría establecer una comparativa entre las propuestas de solución restauradora de las distintas marcas. En el estudio que realizaron en 2019 Emsermann y colaboradores, obtienen los mejores valores de adhesión cuando siguen de manera estricta el protocolo aplicado por la casa comercial, incluyendo el cemento recomendado de manera específica (Emsermann, 2019).

Los tratamientos de superficie de cada uno de los materiales vienen dados por las distintas características físicas y químicas de cada uno de ellos. Por esta razón se propone el grabado con ácido fluorhídrico de IPS e.max CAD® y VITA Enamic®, y arenado del Lava Ultimate®. Hay varios estudios que verifican que son estos tratamientos los que mejores resultados obtienen (Frankenberger, 2015; Duzyol, 2016).

En el caso de Lava Ultimate®, es el propio fabricante el que ofrece las dos alternativas que hemos estudiado: arenado con partículas de óxido de aluminio o bien de óxido de aluminio recubierto de sílice (silicización). Duzyol en el año 2016 realizó un estudio en el que valoró como afectaba el tratamiento de superficie en la unión de composite a distintos bloques de materiales para procesado CAD-CAM, comparando los valores que daba la unión adhesiva al aplicar cuatro tratamientos de superficie: fresado únicamente de la superficie a adherir, grabado con ácido fluorhídrico, arenado con óxido de aluminio o arenado con óxido de aluminio recubierto de sílice. Los resultados indicaron que en IPS e.max CAD® debemos grabar, y que en Lava Ultimate® la superficie debe estar fresada o arenada (Duzyol, 2016).

En los protocolos empleados en nuestro estudio, en IPS e.max CAD® y VITA Enamic®, tras el grabado, se pinceló la superficie con silano. Este paso no se practicó con el Lava Ultimate®, ya que el adhesivo empleado, Scotchbond Universal®, ya tiene silano en su composición y el fabricante no considera necesario añadir este paso en la secuencia de tratamiento.

Acerca de la necesidad del silano hay controversia sobre si es un paso prescindible o no, aunque la mayoría de los estudios lo recomiendan como paso necesario en el protocolo de adhesión, ya sea de modo independiente o bien como parte del adhesivo (Brentel, 2007; Elsaka, 2014; Peumans, 2016; do Amaral Colombo, 2019).

El silano actúa como un promotor de la adhesión, para mejorar la unión química entre la cerámica y la resina. El silano es una molécula que mejora la humectabilidad de la porcelana y que crea puentes siloxano entre la sílice de la cerámica y los grupos metacrilatos de la resina (Mehta, 2010). Hay muchos estudios, ya desde hace varias décadas, que verifican que esto es así cuando se trata de porcelana (Calamia, 1982 y 1984; Shimada, 2002).

Romanini y colaboradores realizaron un estudio en el que comparaban la fuerza de adhesión en varillas de cerámica de disilicato unidas a composite. Dichas varillas eran sometidas a distintos tratamientos de superficie con o sin silano, y unos de estos grupos tenían en el protocolo la aplicación de silano como paso previo, aunque el adhesivo empleado contuviera en su composición dicho elemento. Los resultados confirmaban que el silano mejora la adhesión, e incluso concluyen que debemos aplicarlo siempre, independientemente de que dicho agente esté en la composición del adhesivo que se aplique a continuación (Romanini, 2018).

Cuando nos referimos al uso del silano en los otros materiales empleados en la investigación, *PICN* y *RNC*, su comportamiento es diferente, ya que estructuralmente el *PICN* está más cerca de la cerámica y el *RNC* del composite. Pese a ello, en casi todas las investigaciones se consiguen mejores valores cuando el silano está presente en el protocolo de adhesión (Elsaka, 2014; Lise, 2017; Peumans, 2016).

En 2017 Lise y colaboradores publicaron su estudio de microtracción, en el que valoraban la influencia del tratamiento de superficie de VITA Enamic® y de Cerasmart®, un material que tiene una composición muy similar a la de Lava Ultimate®. Una de las conclusiones a las que llegaron fue que en los protocolos donde no se incluía el silano se disminuía de una manera significativa la fuerza de adhesión (Lise, 2017).

Emsermann y colaboradores valoraron como afectaba el tratamiento de superficie a distintos materiales CAD-CAM, y aunque la metodología no es la misma, porque es un estudio de cizalla, podemos extrapolar los datos sobre cómo afecta a la resistencia adhesiva. En sus resultados observaron que la aplicación de silano en los bloques de composite CAD-CAM (y ellos incluyen a Lava Ultimate® en este grupo) reducía los valores de resistencia adhesiva. Concluyen que el silano puede suponer un obstáculo en la adhesión de estos materiales, probablemente por la escasez de relleno silanizable. Pero en esta conclusión, tan general, no valoran que el mejor resultado en resistencia adhesiva con Lava Ultimate® lo obtienen cuando se aplica el protocolo de tratamiento de superficie recomendado por el fabricante, en el que incluye el silano, como uno de los componentes de Scotchbond Universal®, que es pincelado tras el arenado o silicatización. Respecto a su uso con VITA Enamic® no hay duda: en los protocolos donde no se incluye el silano, los valores son significativamente menores (Emsermann, 2019).

Todos los materiales estudiados proponen el uso de un sistema adhesivo y de un tratamiento específico de la superficie del material, y en ningún protocolo se indica como primera opción el empleo de cementos autoadhesivos.

En nuestro estudio, empleamos el cemento recomendado por cada casa comercial, resumido en la siguiente tabla (tabla 19).

MATERIAL	CEMENTO
IPS e.max CAD®	Variolink Esthetic DC®
VITA Enamic®	VITA Adiva® F-Cem
Lava Ultimate®	RelyX Ultimate®

Tabla 19: Materiales y cementos empleados en el estudio.

El Variolink Esthetic® es un cemento de resina para el cementado adhesivo de restauraciones tanto cerámicas como de composite. Tiene una versión puramente fotopolimerizable (Variolink Esthetic LC®) y otra que ofrece una polimerización dual (Variolink Esthetic DC®) que fue la usada en nuestra investigación. Los cementos que solo polimerizan con el estímulo de la luz no se pueden emplear en restauraciones que por su espesor no dejen paso a la misma. El empleo de un cemento de fraguado dual nos proporciona versatilidad, y poderlo emplear en todos los casos clínicos, independientemente del grosor que tenga nuestra restauración.

Tanto VITA Adiva® F-Cem como RelyX Ultimate® son cementos que tienen la misma descripción que Variolink Esthetic DC®, es decir, cementos de composite adhesivos con fraguado dual. Al valorar la composición de dichos cementos hay ligeras diferencias en las cifras de relleno inorgánico que nos ofrecen las casas comerciales, como podemos observar en la siguiente tabla.

CEMENTO	PORCENTAJE DEL PESO	PORCENTAJE DEL VOLUMEN
Variolink Esthetic DC®	-	38%
VITA Adiva® F-Cem	61%	41%
RelyX Ultimate®	67%	43%

Tabla 20. Porcentaje de relleno inorgánico de los cementos empleados.

El objeto de nuestro estudio es valorar la resistencia adhesiva de los distintos materiales con el protocolo propuesto por cada una de las casas comerciales, y es por ello que la variable cemento va incluida de manera específica en la propuesta completa. Pero este dato podría tener alguna influencia en los resultados, y por tanto nos parece algo interesante a valorar en futuros estudios.

Hace tres décadas ya, Mizayaki hizo un estudio para valorar como influía la cantidad de relleno inorgánico en la adhesión de los composites fotopolimerizables. Los resultados constataron que según iba aumentando el porcentaje de relleno, iba aumentando la fuerza de adhesión. Además, valoró la contracción volumétrica de polimerización, y constató que ésta disminuía según se incrementaba el porcentaje de relleno inorgánico (Mizayaki, 1991).

En estudios más recientes y que incluyen en su experimentación materiales híbridos y cementos de composite, tanto Cekic-Nagas como Bayazit valoran que el relleno inorgánico de los cementos de composite que emplean tiene influencia en el resultado. Ambos asocian los cementos con mayor porcentaje de relleno a unos valores de resistencia adhesiva superiores (Cekic-Nagas, 2016; Bayazit, 2019).

Por todo lo expuesto anteriormente, estimamos que tanto la selección de los materiales de restauración como los sistemas adhesivos empleados en nuestro trabajo se encuentran dentro de los parámetros más aceptados por la comunidad científica internacional.

6.2. Discusión del método.

Dentro de este apartado hemos dividido la discusión del método en cuatro secciones. Discutiremos la selección del test de medición de resistencia empleado, la preparación de los especímenes, el tratamiento de superficie y el almacenamiento de las varillas.

6.2.1. Discusión del test de medición de la resistencia adhesiva empleado.

Por definición, el test ideal de medición de resistencia adhesiva es aquel que sea sencillo (porque es evidencia de una técnica poco sensible) y relativamente rápido (Van Meerbeek, 2010). Los estudios de microtracción cumplen ambos requisitos, si bien es cierto que la preparación de las muestras puede ser tediosa cuando no tenemos mucha experiencia en ello.

La resistencia a la tracción puede ser definida como la carga necesaria para producir una fractura en la interfase de unión entre dos materiales adheridos cuando se aplican fuerzas iguales de sentido contrario. La resistencia de los materiales puede estudiarse de diferentes formas: hay estudios con cargas o fuerzas de compresión (axiales o anguladas), de cizallamiento, de tracción, de torsión y de flexión en tres o cuatro puntos (Vega del Barrio, 2005).

Cuando buscamos información sobre los principios de la mecánica de la fractura, y de acuerdo a la teoría de Griffith sobre la fractura de materiales frágiles, la resistencia adhesiva de tensión de un material disminuye cuando se incrementa el tamaño. Esto se debe a que en una muestra grande hay mayor probabilidad de que exista un defecto que en una muestra pequeña (Ortolá, 2012).

Existe una gran cantidad de estudios sobre adhesión, cada uno de ellos con su método, pero aún no se ha descrito un protocolo de estudio de la resistencia adhesiva que sea universalmente aceptado. En la reunión anual de la *Academy of Dental Materials* de 2009, en Portland, Oregón (EEUU), no se llegó a un consenso sobre cuál era el test más adecuado, pero sí pusieron de manifiesto que, hasta ese momento, el test de cizalla era el más popular (Ereifej, 2011). No obstante, al realizar la revisión bibliográfica, hemos encontrado que existe una cierta tendencia experimental en cada década, y en los últimos años es el test de microtracción el que se está empleando con más asiduidad. En el artículo de revisión de Spitznagel realizado en 2014, constataron que no había artículos de estudios *in vitro* que se refirieran a la adhesión de materiales cerámicos-poliméricos (Spitznagel, 2014). Por tanto, los estudios disponibles son de los últimos ocho años.

Tal y como nos detalla Van Meerbeek en su artículo de revisión, la resistencia adhesiva puede ser calibrada con diferentes pruebas, dividiéndose estas en macro o micro test en función del área adherida estudiada. Cuando el área es menor de 3 mm² estaremos hablando de experimentación de muestras tamaño micro, y los dos test más empleados son la microcizalla y la microtracción (Van Meerbeek, 2010).

Al analizar los fallos que suceden en la experimentación con las pruebas de cizalla, hay una mayor proporción de fallos cohesivos que cuando empleamos la microtracción. Esto nos indicaría que la fuerza de adhesión supera a la fuerza cohesiva del material adherido, pero esta afirmación ignora la naturaleza del estrés generado y su distribución en la zona adherida. Con las pruebas de tracción se evalúa de una manera más objetiva la resistencia adhesiva. Por ello, hay autores que consideran más apropiado el test de tracción cuando pretendemos analizar la unión entre materiales de restauración y composites (Della Bona, 1995).

Al establecer una comparativa entre resultados obtenidos con métodos de experimentación distintos debemos ser muy cautos. Cardoso realizó un estudio que comparaba tres adhesivos dentinarios distintos y los sometía a test de microtracción, tracción y cizalla (Cardoso, 1998). Los resultados en MPa obtenidos con el test de microtracción eran muy superiores, incluso triplicando los valores obtenidos con la cizalla, y siendo seis veces superiores a los obtenidos en tracción. Esto puede tener una explicación en el área de adhesión: en las muestras rotas por microtracción la sección era de 1 mm^2 , mientras que en las de cizalla y tracción era de unos 7 mm^2 .

El Zohairy hace un estudio comparativo entre ambos test, pero haciendo muy similares las áreas de adhesión: $0,5 \text{ mm}^2$ en los especímenes sometidos a microcizalla y $0,7 \text{ mm}^2$ a los sometidos a microtracción (El Zohairy, 2010). En sus resultados no aparecen tantas diferencias cuantitativas en los valores expresados en MPa.

Dündar hace un estudio para valorar la resistencia adhesiva de la porcelana de recubrimiento sobre un núcleo cerámico. Y para ello emplea cuatro tipos de cerámicas, y las somete tanto a una prueba de cizalla, como a una de microtracción. En los resultados se obtiene una diferencia significativa entre ambos tipos de estudios, consiguiendo unos valores más elevados en las pruebas de microtracción (Dündar, 2007).

Sano en 1994 fue el primer investigador que empleó el test de microtracción en el ámbito de la Odontología, y lo hizo para estudiar la fuerza de distintos adhesivos a dentina. Este trabajo demostró la utilidad de este nuevo test usando pequeñas áreas de adhesión, las cuales mostraban más fallos adhesivos en la zona adherida que fallos cohesivos. Además, los datos ofrecían unos valores superiores a aquellos test realizados empleando muestras con un área más grande, ya que muchas veces aparecían fallos cohesivos en dentina con valores menores a los 5 MPa (Sano, 1994).

Este mismo autor, publicó en 2020 un artículo de revisión sobre el test de resistencia adhesiva a la microtracción (Sano, 2020). En dicho artículo, analiza la evolución que han tenido este tipo de estudios, sobre todo aplicado a la adhesión dentinaria, y qué variables parecen tener influencia o no en los resultados. Aunque en nuestro estudio no analizamos la unión a la dentina, sí que hay algún apartado que nos parece interesante señalar dentro de lo que es la investigación con este tipo de experimentación. La morfología de las muestras sobre las que se ejerce la fuerza de tensión es uno de estos aspectos. Sano, en su primer estudio de 1994, dio a todas sus muestras forma de reloj de arena, es decir, cilíndricas pero adelgazadas en el medio, en la zona de la interfase adhesiva, para reducir el área de adhesión. Esto dificulta muchísimo la técnica para la preparación de las muestras.

Phrukkanon en 1998 realizó un estudio en el que valoró la influencia de la morfología de las muestras y el tamaño del área de adhesión en los resultados de la resistencia adhesiva a la microtracción. Para ello, comparó cuatro formas distintas de muestras: rectangulares, rectangulares fresadas para ser adelgazadas en la zona media, cilíndricas y en forma de reloj de arena. Y cada una de las muestras con distintas áreas de adhesión: 1,1, 1,5 y 3,1 mm². Su conclusión fue que no había diferencias significativas entre las distintas formas, pero sí que era relevante que a menor área se obtenían mayores valores de resistencia adhesiva (Phrukkanon, 1998).

6.2.2. Discusión sobre la preparación de los especímenes.

En nuestro estudio, decidimos emplear la morfología de varilla, de prisma rectangular de sección cuadrada, ya que disponemos de la maquinaria apropiada para el corte de los especímenes, y de este modo creamos un protocolo en nuestro grupo de investigación para futuros estudios y obtener resultados que sean comparables. Además, la placa empleada en la máquina que ejerce la tracción, donde adherimos la varilla para traccionar de ella, tiene una muesca en la que encaja el prisma de sección cuadrada, con lo que se consigue un correcto alineamiento dentro de la máquina de ensayos y se minimiza la aparición de fuerzas no axiales. En estudios realizados en nuestra universidad con la misma máquina de ensayo, se empleó el mismo protocolo (Vidal, 2015; Ferrando, 2020).

Otro de los aspectos ventajosos de los ensayos de microtracción frente a los de “macrotracción” es que, de una sola muestra general, en nuestro caso un bloque de material, podemos obtener múltiples especímenes para ser ensayados. De este modo, podemos establecer comparativas sin incluir la variable de distinto sustrato de procedencia (sobre todo en los estudios de adhesión dental); es posible valorar diferencias por regiones (perimetrales *versus* centrales) y conseguimos una mejor distribución del estrés en la zona adhesiva, lo que disminuye el número de fallos cohesivos (Van Meerbeek, 2010; Armstrong, 2010; Scherrer, 2010).

Cuando realizamos la preparación del bloque y su corte en varillas, estas quedaban divididas en perimetrales, las que estaban en la periferia del bloque, y las centrales. Un aspecto discutible en este trabajo es qué hacer con las varillas perimetrales. Al no existir un protocolo perfectamente definido, no hay unanimidad de criterio en si incluir estas muestras o no en el estudio. Hay autores que no mencionan nada sobre este detalle, por lo que entendemos que no hicieron distinción e incluyeron todas las varillas en la experimentación (Duzyol, 2015; Frankenberger, 2015; Vidal, 2015; Bayazit, 2019). Sin embargo, hay otros estudios en los que desechan las varillas que conforman el perímetro del bloque adherido al cubo de composite (Elsaka, 2014; Peumans, 2016; do Amaral Colombo, 2019). Al hacer el diseño de nuestro protocolo, decidimos incorporar las varillas perimetrales en el estudio, pero incluyendo la variable perimetral/central, para poder analizar si realmente este aspecto influía en el resultado.

6.2.3. Discusión sobre el pulido de la superficie adhesiva.

Respecto a otros aspectos de la metodología en la preparación de las muestras, hay mucha diversidad en los protocolos empleados por cada grupo de investigadores.

Todos hacen un pulido inicial del bloque de material restaurador con unos discos de carburo de silicio húmedos, y eliminar el aspecto liso que tiene al salir de fábrica. El objetivo es dejar la superficie áspera, imitando la rugosidad que tiene una restauración tras el fresado CAD-CAM. En los diferentes estudios comparados hay una diversidad en la granulación del papel empleado. Este tipo de papeles indican su granulometría en *grit*. Esta medida indica el número de partículas que hay en una pulgada del disco, y tiene relación directa con el *mesh*, el número de luz de malla que hay en una pulgada inglesa (25,4 mm). En un papel de 500 *grit* las partículas miden entre 16,7 y 19,7 micrómetros, y en un papel de 320 *grit* entre 32,5 y 36 micrómetros. Elsaka, Frankenberger y Lise utilizan discos de 600 *grit* (Elsaka, 2014; Frankenberger, 2015; Lise, 2017), Vidal de 500 *grit* (Vidal, 2015) y do Amaral Colombo usa discos de 1000 *grit* (do Amaral Colombo, 2019). Duzyol hace un doble pulido con discos de 400 y 600 *grit* (Duzyol, 2015) y Peumans hace lo mismo, pero empleando granulometría de 320 y 600 *grit* (Peumans, 2016). Capa, antes de implementar la técnica de adhesión, hace un pulido con discos de 600 *grit* y un arenado con alúmina de 50 micras (Capa, 2018). Bellan en su protocolo no hace preparación previa, y adhiere sobre el bloque directamente. En el nuestro, empleamos un pulido con el mismo tipo de discos, de carburo de silicio, de 500 *grit*.

6.2.4. Discusión sobre el almacenamiento de las muestras.

En lo referente al almacenaje de las muestras antes de la experimentación de las mismas también hay variedad en los protocolos. La mayoría de los autores hacen el almacenamiento en agua destilada y a 37°C cuando se ha adherido el bloque de material restaurador y el cubo de composite (Elsaka, 2014; Frankenberger, 2015; Peumans, 2016; Bayazit, 2019; do Amaral Colombo, 2019), y esta es la opción que nosotros elegimos en nuestro método. Vidal almacena el bloque una vez tiene hechos los cortes perpendiculares y antes de hacer la separación final de las varillas (Vidal, 2015). Duzyol, hace el corte de las varillas tras la adhesión, y son estas las que almacena en agua destilada a 37°C durante una semana (Duzyol, 2015). Capa hace el almacenamiento como la mayoría de autores, pero luego somete el conjunto adherido a 5.000 ciclos de termociclado (5°-55°) (Capa, 2018). Lise hace un almacenamiento empleando cloramina al 0,5% durante 3 semanas (Lise, 2017). Bellan en su artículo no menciona nada respecto al almacenamiento, por lo tanto, no sabemos si lo hace o no, y si es del bloque entero o bien de las varillas (Bellan, 2017).

Nuestro estudio no fue diseñado para evaluar y contrastar la compleja cuestión sobre el comportamiento clínico y la supervivencia de estos materiales, empleados para fabricar restauraciones parciales adheridas, sino para constatar que tienen una resistencia adhesiva similar a la conseguida por el disilicato de litio, que ha sido ampliamente contrastada. Es por ello, que entendemos que la presencia de termociclado en el protocolo experimental y en la evaluación de muestras transcurrido un tiempo de envejecimiento es un requisito imprescindible para poder evaluar el comportamiento clínico a largo plazo, y es una opción de trabajos futuros para complementar los datos obtenidos en este trabajo.

6.3. Discusión de los resultados.

6.3.1. Discusión de los resultados del ensayo de microtracción.

En nuestro ensayo de microtracción, como estamos analizando únicamente la interfase material restaurador - cemento, lo que evaluamos realmente es la resistencia adhesiva que nos proporciona un determinado material unido al cemento recomendado por la casa comercial que lo fabrica, y aplicando el protocolo de unión especificado por ellos. Los resultados de nuestro estudio nos ofrecen una diferencia en los valores obtenidos por los cuatro grupos, siendo Lava Ultimate® tratado con silicatización el que nos ofrece un valor más alto de media, $42,07 \pm 19,67$ MPa, seguido del mismo material, pero con arenado de la superficie, $38,17 \pm 18,36$ MPa. Siguiendo en orden descendente, tenemos IPS e.max CAD®, que habíamos considerado de inicio el referente o *gold standard*, que nos ofrece una media de $33,68 \pm 16,27$ MPa. El grupo que obtiene peores resultados en nuestro estudio es VITA Enamic®, que obtiene un valor medio de $29,68 \pm 17,26$ MPa. En la siguiente tabla podemos ver con mayor detalle el análisis descriptivo estadístico de los valores obtenidos.

	GRUPO				
	TOTAL	EMAX	VE	LUA	LUS
Media	36,15	33,68	29,68	38,17	42,07
Desviación típica	18,4	16,27	17,26	18,36	19,67
IC 95% media	33,93 - 38,36	29,8 - 37,65	25,1 - 34,26	34 - 42,34	37,19 - 46,94

Tabla 21. Análisis descriptivo estadístico de la resistencia adhesiva (MPa).

Si evaluamos estos datos, podemos afirmar que ambos materiales híbridos tienen unos valores de adhesión que se acercan, en el caso de VITA Enamic®, o incluso superan significativamente en el caso del Lava Ultimate®, al grupo control. Esto nos permite afirmar que, seguramente, a nivel clínico, presentarán un comportamiento adhesivo óptimo y la tasa de descementado será muy baja.

Hemos de recordar que, según la bibliografía revisada, la tasa de supervivencia general a corto plazo de las incrustaciones cerámicas es del 91-100%, y a medio plazo (más de 5 años) es del 71-98,5%, tal y como nos indica una revisión sistemática reciente (Abduo, 2018). Si buscamos valores más concretos sobre el descementado, tenemos pocos datos, ya que, en la mayoría de los estudios, los autores proceden al recementado y no lo consideran un fracaso del tratamiento. Van Dijken, en un estudio a 15 años de evolución de 228 onlays de cerámica de silicatos de alta resistencia (IPS Empress®), constató una pérdida de la adhesión de 18 de ellos, lo que representa una tasa de descementado del 7,89% (Van Dijken, 2010). Por ello, si estos datos se refieren a cerámicas, y en nuestro estudio hemos tenido unos valores similares o incluso superiores en la adhesión con los materiales híbridos, podemos suponer que tendrán un comportamiento clínico similar y, por ende, adecuado.

Al analizar los artículos que hemos encontrado similares al nuestro, en los que hacen estudios de microtracción experimentando la resistencia adhesiva de materiales de restauración al cemento de composite, hemos encontrado gran variedad de datos, tal y como mostramos en la tabla 22. En esta tabla solo hemos incluido aquellos estudios que ofrecen los datos en MPa y que no han hecho un modelo estadístico diferente. En las comparativas debemos ser muy cautos, ya que hay una gran variedad de protocolos, y existen diferentes variables que pueden influir en los resultados. El más importante es el tratamiento de superficie al que ha sido sometido el material antes de la unión adhesiva. Es por ello que, de cada artículo estudiado para la comparación de resultados, sólo vamos a elegir para la tabla aquel que se haya tratado con el mismo protocolo que en nuestra experimentación. En el resumen de nuestros datos en dicha tabla, solo incluimos el resultado del grupo de Lava Ultimate® que fue arenado, ya que ningún estudio encontrado de metodología similar incluía la variable de silicatar el material antes de su cementado.

Para evitar el sesgo que puede suponer el empleo de diferentes métodos y distinta maquinaria experimental, no nos restringiremos a comparar nuestros resultados numéricos con los que nos ofrecen estudios similares, sino que valoraremos las comparativas entre las adhesiones dentro de los mismos estudios. Es cierto que todos los valores conseguidos en los diferentes estudios cumplen con la normativa ISO 10477, ya que en los ensayos de tracción entre materiales de resina y el sustrato, se debe generar un valor mínimo superior a los 5 MPa (UNE-EN ISO 10477: 2018), lo que verifica que todos los materiales empleados en los estudios tienen una resistencia adhesiva superior a la necesaria para su uso clínico.

ARTÍCULO	MATERIALES de RESTAURACIÓN	RESISTENCIA ADHESIVA (MPa)
Elsaka2014	VITA Enamic®	27,47 ± 4,28
	Lava Ultimate®	18,82 ± 3,69
Frankenberger 2015	IPS e.max CAD®	26,3 ± 7,7
	VITA Enamic®	20,2 ± 4,9
	Lava Ultimate®	16 ± 4
Vidal 2015	VITA Enamic®	7,42 ± 2,4
	Lava Ultimate®	16,91 ± 6,07
Do Amaral Colombo 2019	IPS e.max CAD®	19,8 ± 5,3
	VITA Enamic®	25,7 ± 8,6
González Angulo 2022	IPS e.max CAD®	33,68 ± 16,27
	VITA Enamic®	29,68 ± 17,26
	Lava Ultimate®	38,17 ± 18,36

Tabla 22. Comparativa de estudios de resistencia adhesiva similares.

De un modo más pormenorizado, vamos a analizar los resultados de estos estudios comparándolos con el nuestro.

Elsaka, 2014: En este estudio se valoró la resistencia adhesiva de dos materiales que nosotros también hemos experimentado: VITA Enamic® y Lava Ultimate®. En ambos hicieron diversos protocolos de tratamiento de superficie, grabado y arenado, con presencia o no de silano (tabla 23). En dicha tabla, los tratamientos de superficie se han denominado como “C” al control, a no realizar ningún tratamiento, “SB” al arenado, “SB + S” al arenado con posterior uso de silano, “HF” al grabado y “HF + S” al grabado con ácido fluorhídrico con posterior silanizado. Todos ellos fueron unidos mediante un cemento de resina dual autoadhesivo, Bifix SE® (Voco). En la tabla figura como “VE/BF” el grupo de muestras confeccionadas con VITA Enamic® y cemento Bifix SE®, y aparece como “LU/BF” el grupo de Lava Ultimate® cementado con Bifix SE®. En el caso de VITA Enamic®, es el protocolo recomendado por la casa comercial, el que hemos empleado nosotros, el que le dio mejores resultados ($24,47 \pm 4,28$ MPa). En la experimentación con Lava Ultimate®, tuvo unos resultados muy similares con todos los tratamientos de superficie, obteniendo el máximo valor con el grabado y silano ($19,21 \pm 3,87$ MPa), aunque casi sin diferencia cuando emplearon arenado y silano ($18,82 \pm 3,69$ MPa). Lo que nos resulta reseñable, y no coincide con nuestro estudio, es que es VITA Enamic® el que consigue mayor resistencia adhesiva, cuando nosotros hemos obtenido una diferencia significativa de Lava Ultimate®, tanto arenado como silicizado, con VITA Enamic®.

Surface treatment	VE/BF		LU/BF	
	24 h	30 days	24 h	30 days
C	18.67 (3.1) ^{aA}	12.67 (2.13) ^{aB}	11.99 (2.52) ^{aB}	8.28 (1.99) ^{aC}
SB	21.87 (3.75) ^{bA}	16.71 (3.42) ^{bB}	16.93 (3.66) ^{bB}	13.49 (3.4) ^{bC}
SB + S	24.95 (3.79) ^{cdA}	19.48 (3.18) ^{bcB}	18.82 (3.69) ^{bb}	13.88 (3.47) ^{bc}
HF	23.86 (3.19) ^{bdA}	18.86 (3.31) ^{bB}	18.35 (2.84) ^{bb}	13.45 (3.24) ^{bc}
HF + S	27.47 (4.28) ^{cA}	22.21 (3.04) ^{cB}	19.21 (3.87) ^{bc}	14.35 (2.56) ^{bd}

Mean values represented with same superscript uppercase letters (row) or lowercase letters (column) are not significantly different according to Tukey's test ($p > 0.05$).

Tabla 23. Resultados del estudio de Elsaka, 2014 (MPa).

Frankenberger, 2015: Este grupo de investigadores alemanes comparó la adhesión de cuatro materiales de restauración, siendo tres de ellos coincidentes con los nuestros: IPS e.max CAD®, VITA Enamic® y Lava Ultimate®. A todos ellos los sometieron a seis tipos de tratamiento de superficie. Los resultados obtenidos corroboran que el tratamiento de superficie propuesto por las casas comerciales es el que proporciona los valores más elevados: Grabado y silano en caso de IPS e.max CAD® ($24,1 \pm 5,4$ MPa) y en VITA Enamic® ($20,2 \pm 4,9$ MPa), y arenado seguido de silano en Lava Ultimate® ($16,0 \pm 4,0$ MPa) (tabla 24). Los autores concluyeron que estos materiales, que en ese momento eran de reciente aparición en el mercado, presentaban una resistencia adhesiva más que satisfactoria para su uso clínico. En esta investigación, las tendencias son las mismas que en el estudio de Elsaka, y Lava Ultimate® es el que muestra los resultados más bajos, lo que no coincide con nuestros resultados, aunque si respecto a IPS e.max CAD® y VITA Enamic®.

Table 3 μ -TBS between RelyX Unicem and different CAD/CAM blocks [MPa]

Tab. 3 Ergebnisse für RelyX Unicem [MPa](SD).

RelyX Unicem							
CAD/CAM material/ CAD/ CAM-Material	Classification/ Klassifikation	Control/ Kontrolle	Silane/ Silan	Sandblasting/ Sandstrahlen	Sandblasting + silane/ Sandstrahlen + Silan	HF/HF	HF + silane/ HF + Silan
e.max CAD	Lithium disilicate ceramic Lithiumdisilikatkeramik (LS ₂)	7.5 (3.3) ^B	8.5 (4.0) ^B	14.6 (3.8) ^A	14.9 (3.9) ^B	18.2 (6.2) ^A	24.1 (5.4) ^A
Celtra Duo	Zirconia-reinforced lithium disilicate ceramic zirkonverstärkte Lithiumsil- ikatkeramik (ZLS)	6.4 (2.9) ^B	6.8 (3.3) ^B	13.1 (3.5) ^B	14.2 (4.1) ^B	20.1 (5.2) ^A	26.9 (6.0) ^A
Lava Ultimate	Hybrid A: resin nano ceramic Hybrid A: Resin-Nano-Keramik (RNK)	9.5 (3.7) ^A	10.2 (3.1) ^A	15.7 (3.2) ^A	16.0 (4.0) ^A	9.1 (3.1) ^C	10.0 (3.5) ^C
Enamic	Hybrid B: resin infiltrated ceramic Hybrid B: Polymerinfiltrier- tes Keramiknetzwerk (PIK)	8.4 (3.0) ^{AB}	9.1 (2.7) ^A	12.7 (2.9) ^B	13.0 (3.5) ^B	16.1 (4.7) ^B	20.2 (4.9) ^B

Yellow: best subgroups for each CAD/CAM material; subgroups that were significantly the same within columns received the same superscript letters.
Die besten Subsets sind gelb hinterlegt, gleiche Gruppen innerhalb der Spalten haben die gleichen hochgestellten Buchstaben.

Tabla 24. Resultados del estudio de Frankenberger, 2015 (MPa).

Vidal, 2015: En este estudio, realizado en nuestra Universidad, se compararon las resistencias adhesivas tanto de Lava Ultimate® como de VITA Enamic®, y además se evaluó una cerámica feldespática (tabla 25). A todos ellos se les realizaron diferentes tratamientos de superficie, ofreciendo unos resultados similares a los nuestros en cuanto a tendencias: Lava Ultimate® arenado, fue el material que mayor resistencia adhesiva obtuvo. En el caso de VITA Enamic®, obtuvo unos valores ligeramente superiores al arenar frente a realizar un grabado, lo que es curioso, ya que contradice las instrucciones del fabricante.

T6C- FUERZA (Mpa) según CERAMICA Y TRATAMIENTO

	ceramica											
	VITABLOCK				LAVA ULTIMATE				ENAMIC			
	tratamiento				tratamiento				tratamiento			
	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.	Control	Arenado	Ácido fluorhídrico	Arenado+ Ac.fl.
N	21	31	33	34	45	46	40	40	25	41	42	40
Media	6,50	6,12	9,32	9,72	13,73	16,91	10,84	15,25	5,52	9,63	7,42	6,57
Desviación típica	4,03	2,27	3,06	4,38	5,13	6,07	8,02	5,84	4,16	4,47	2,40	2,91
Mínimo	1,96	1,97	3,32	1,94	3,62	7,26	2,64	5,66	1,34	3,25	3,38	2,37
Máximo	19,22	10,47	14,33	20,31	23,80	28,71	46,36	33,32	17,01	23,07	12,46	14,63
Mediana	5,29	6,12	9,16	9,58	13,12	16,77	8,63	13,91	4,26	8,53	7,16	6,05

Tabla 25. Resultados del estudio de Vidal, 2015 (MPa).

Do Amaral Colombo, 2019: Este estudio lo hemos empleado para comparar resultados, si bien tiene una variación sobre el método. Estos autores brasileños seleccionan dos materiales de los que hemos empleado nosotros (IPS e.max CAD® y VITA Enamic®) pero no lo adhieren a un bloque de composite convencional, sino que consideran que Lava Ultimate® es un composite prepolimerizado, y es a este material al que adhieren los anteriores. Además, hacen diferentes tratamientos de superficie, empleando distintas concentraciones de ácido fluorhídrico y diferentes tiempos de grabado (tabla 26). En el caso de VITA Enamic®, sus mejores resultados fueron empleando un ácido al 10% durante 20 segundos ($26,1 \pm 7,7$ MPa), pero con muy poca diferencia sobre el obtenido empleando el mismo protocolo que nuestro estudio ($25,7 \pm 8,6$ MPa), ácido fluorhídrico al 5% durante 60 segundos. En la experimentación con IPS e.max CAD®, el grupo que obtuvo los mejores resultados fue grabando al 10% durante 20 segundos ($23,7 \pm 8$ MPa), y cuando aplicaron nuestro protocolo, ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos, su valor fue ligeramente inferior ($19,8 \pm 5,3$ MPa). El autor concluye que todos los tratamientos con ácido fluorhídrico estudiados tienen una eficacia adhesiva cemento-material de restauración similar.

Table 2 Microtensile bond strength means in MPa and standard deviations (parenthesis) for all experimental groups

Material	C	HF 5%, 20 s	HF 5%, 60 s	HF10%, 20 s	HF10%, 60 s	MBEP	Tukey (p<0.05)
DL	–	19.8 (5.3)	16.7 (4.7)	23.7 (8.0)	19.7 (4.4)	19.9 (9.5)	19.8 (6.5) ^b
LC	–	18.0 (4.0)	20.6 (3.6)	16.8 (3.8)	20.7 (5.2)	18.7 (3.9)	19.0 (4.2) ^b
RMCC	9.0 (3.9)	21.6 (7.9)	25.7 (8.6)	26.1 (7.7)	21.6 (9.6)	24.5 (7.8)	22.8 (8.9) ^a
Tukey (p<0.05)	9.0 (3.9) ^B	19.8 (6.0) ^A	21.2 (6.9) ^A	22.1 (7.6) ^A	20.8 (6.8) ^A	21.3 (7.3) ^A	

Mean values represented with same superscript uppercase (rows) or lowercase letters (columns) are not statistically significantly different according to Tukey's test (p > 0.05).

Tabla 26. Resultados del estudio de Do Amaral Colombo, 2019 (MPa).

Por otra parte, en la revisión bibliográfica hemos encontrado más artículos que analizan la resistencia adhesiva de los materiales restauradores que hemos empleado nosotros, pero con diferencias metodológicas. Aun así, nos parece interesante analizar sus resultados para compararlos con los nuestros:

Peumans, 2016: En este trabajo, experimentan con diversos materiales de restauración CAD-CAM, entre los que se encuentran los tres empleados en nuestro estudio. Los someten a diferentes tratamientos de superficie y emplean dos tipos de cemento, uno autograbante y el otro autoadhesivo. Tras el estudio, y tal y como se muestra en la tabla 27, determinan que para cada tipo de material hay un tratamiento de superficie que incrementa la resistencia adhesiva: para IPS e.max CAD® y VITA Enamic® es el grabado seguido de silano y para Lava Ultimate® no obtiene diferencias significativas entre grabar, grabar y aplicar silano, y arenar, pero sí que tiene mejores resultados que si no hace ningún tratamiento de superficie. Por ello, concluye que el protocolo de tratamiento de superficie ha de ser específico para cada material.

Table 4 Effect sizes for different parameters from the linear mixed effects model in μ TBS (MPa)

CAD/CAM material	Cement		Mechanical surface treatment			Chemical surface treatment			
	Clearfil Esthetic Cement	Panavia SAC	Al ₂ O ₃	CoJet	SiC	No	S	HF	HF+S
Celtra Duo	27.9	16.8	23.0	22.3	21.7	0.4	9.2	41.5	38.5
IPS e.max CAD	29.4	18.7	23.2	29.0	20.2	1.7	19.8	27.1	50.3
IPS Empress CAD	26.1	24.9	29.5	23.9	23.1	1.0	41.3	24.2	35.9
Vita Mark II	25.2	23.1	22.5	23.7	26.5	1.3	38.5	25.3	32.5
Lava Ultimate	40.6	44.9	50.1	45.0	33.5	29.4	41.5	50.4	49.7
Vita Enamic	39.1	33.1	37.8	36.7	33.9	21.7	44.9	30.1	46.3

S: silane; HF: HF acid etching; HF+S: HF acid etching followed by silane application.

Tabla 27. Resultados del estudio de Peumans, 2016 (MPa).

Bellan, 2017: En este estudio confeccionan coronas de Lava Ultimate® y de VITA Enamic®, además de otros materiales, como una cerámica feldespática y un silicato de litio reforzado con circonio, y los adhiere a dentina. Respecto al protocolo del tratamiento de superficie, realiza lo siguiente: arenado y silano en Lava Ultimate®, y arenado, grabado y silano en VITA Enamic®. Introduce la variable cemento, ya que prueba un cemento autoadhesivo, RelyX Unicem®, y dos cementos duales, el RelyX ARC® con protocolo adhesivo convencional de grabado total, y RelyX Ultimate®, con protocolo de autograbado mediante la aplicación de su adhesivo universal. Sus resultados, que podemos observar en la tabla 28, son paradójicos, ya que con Lava Ultimate® obtiene el peor valor cuando emplea el cemento RelyX Ultimate® ($21,64 \pm 6,02$ MPa), frente a RelyX Unicem® ($32,93 \pm 6,63$ MPa).

En el caso de VITA Enamic® es a la inversa, y obtiene el mejor valor con el cemento dual RelyX Ultimate® (32,88 ± 4,29 MPa) y el peor con el autoadhesivo RelyX Unicem® (25,97 ± 5,45 MPa). Sus conclusiones son que tanto los cementos autoadhesivos como los que requieren de preparación previa ofrecen una resistencia adhesiva apropiada. Al estar hecha la adhesión a dentina, este factor podría ser determinante para la diferencia de resultados con nuestro estudio.

Table 2. The μ TBS mean (MPa) and standard deviations.

Variable	RelyX ARC	RelyX Unicem 2	RelyX Ultimate
Vita Mark II	12.17 ± 2.08 ^{Bb}	14.88 ± 3.61 ^{Cab}	15.38 ± 4.05 ^{Ca}
Vita Suprinity	16.62 ± 6.46 ^{Ba}	14.21 ± 3.88 ^{Ca}	12.81 ± 3.03 ^{Ca}
Vita Enamic	29.31 ± 7.20 ^{Aab}	25.97 ± 5.45 ^{Bb}	32.88 ± 4.29 ^{Aa}
Lava Ultimate	30.71 ± 4.42 ^{Aa}	32.93 ± 6.63 ^{Aa}	21.64 ± 6.02 ^{Bb}

Mean values represented with the same superscript uppercase letters (column) and same lowercase letters (line) indicate no significant differences according to Tukey's test ($p > 0.05$).

Tabla 28. Resultados del estudio de Bellan, 2017 (MPa).

Lise, 2017: Los materiales empleados en este estudio son VITA Enamic® y Cerasmart®, una resina nanocerámica de una composición similar a la de Lava Ultimate®. Su metodología también difiere de la nuestra, ya que cada bloque de material restaurador se partió por la mitad y, tras el tratamiento de ambos lados, se unieron mediante un cemento de composite autoadhesivo. En el caso de Cerasmart®, los valores más elevados de resistencia adhesiva se obtuvieron al realizar un arenado y la posterior aplicación de silano (53,3 ± 18,2 MPa). Los mejores resultados en la experimentación con VITA Enamic® se consiguieron cuando se procedió a arenar la superficie sin emplear después el silano (56,8 ± 16,3 MPa) seguido muy de cerca por los obtenidos tras grabar las superficies con fluorhídrico y posteriormente aplicar silano (53 ± 21,6 MPa) (tabla 29).

Table 2: μ TBS Results

Group	Surface Treatment	Silane	Luting Agent	Material	3-wk Storage			6-mo Storage		
					Mean (SD)	ptf/n	Mixed Failure/ Interfacial Failure, %	Mean (SD)	ptf/n	Mixed Failure/ Interfacial Failure, %
1	NT	No	SAC	Cerasmart	40.5 (11.5)	0/15	3/97	0.9 (3.0)	16/18	3/97
				Enamic	40.5 (13.7)	0/15	17/83	10.4 (9.5)	3/18	3/97
2	SB	No	SAC	Cerasmart	47.7 (20.2)	0/17	12/88	32.6 (8.1)	0/17	3/97
				Enamic	56.8 (16.3)	0/16	15/85	23.2 (13.8)	2/18	22/78
3	SB	Yes	SAC	Cerasmart	53.3 (18.2)	0/16	13/88	48.2 (9.6)	0/17	17/83
				Enamic	48.1 (14.9)	0/17	38/62	58.8 (19.7)	0/18	47/53
4	SB	Yes	FLO	Cerasmart	48.2 (20.5)	0/18	6/94	48.4 (16.9)	0/17	17/83
				Enamic	52.8 (17.8)	0/17	22/78	41.2 (13.2)	0/13	31/69
5	HF	Yes	SAC	Cerasmart	50.8 (11.3)	0/18	14/86	50.0 (18.4)	0/15	17/83
				Enamic	53.0 (21.6)	0/18	33/67	52.9 (7.1)	0/14	44/56
6	H ₃ PO ₄	Yes	SAC	Cerasmart	40.2 (16.4)	0/17	9/91	30.0 (11.2)	0/18	11/89
				Enamic	48.7 (14.8)	0/16	24/76	26.0 (15.6)	2/14	22/78

Abbreviations: FLO: flowable composite; HF: etching with 5% hydrofluoric acid; H₃PO₄: etching with 37% phosphoric acid; n: number of microspecimens; NT: no treatment; ptf: pre-testing failures; SB: sandblasting with 27- μ m Al₂O₃; SAC: self-adhesive composite cement; SD: standard deviation.

Tabla 29. Resultados del estudio de Lise, 2017 (MPa).

Bayazit, 2019: En este estudio se experimenta empleando tanto Lava Ultimate® como VITA Enamic®, y en ambos se hacen tres subgrupos donde el tratamiento de superficie será: control, sin tratamiento alguno, arenado y empleo de un adhesivo universal, grabado con ácido fluorhídrico y adhesivo universal. Tras este protocolo se colocó una matriz alrededor del bloque, y se rellenó con un cemento autoadhesivo que se hizo polimerizar. En los dos materiales los resultados peores fueron en los grupos en los que no se había hecho ningún tratamiento de superficie (tabla 30). Pero los mejores resultados los obtuvieron cuando se arenó VITA Enamic® ($30,8 \pm 5,4$ MPa) y cuando se grabó Lava Ultimate® ($38,7 \pm 6,4$ MPa), protocolos a la inversa de lo recomendado por las casas comerciales.

Table 2 Mean Microtensile Bond Strength (μ TBS) Values of the Study Groups

Group	Resin cement	Resin-matrix ceramic	Surface treatment	No. of samples	μ TBS (MPa)	
					Mean	SD
1	RelyX U200	LAVA Ultimate	None	15	19.1 ^{f, g}	4.9
2			HF + UA	15	38.7 ^a	6.4
3			SN + UA	15	31.7 ^b	4.5
4		VITA ENAMIC	None	15	17.6 ^g	4.6
5			HF + UA	15	23.7 ^{d, e, f}	4.3
6			SN + UA	15	30.8 ^{b, c}	5.4
7	SFT PP	LAVA Ultimate	None	15	22.1 ^{e, f, g}	4.6
8			HF + UA	15	28.3 ^{b, c, d}	4.2
9			SN + UA	15	25.3 ^{c, d, e}	5
10		VITA ENAMIC	None	15	19.8 ^{e, f, g}	2.8
11			HF + UA	15	20.9 ^{e, f, g}	3.8
12			SN + UA	15	18.9 ^{f, g}	5.9

HF = Hydrofluoric acid; SN = sandblasting; UA = universal adhesive.

Values denoted with the same superscript letter were statistically homogenous (Tukey Honestly Significant Difference test, $\alpha = .05$).

Tabla 30. Resultados del estudio de Bayazit, 2019 (MPa).

Abouelleil, 2021: En este reciente estudio emplean una metodología muy similar a la de Lise (Lise, 2017), donde parten el bloque y lo unen mediante cemento tras realizar el tratamiento de superficie. Los materiales empleados fueron dos resinas nanocerámicas, Lava Ultimate® y Cerasmart®, y dos cerámicas reforzadas con leucita. Se dividieron cada uno de los materiales en dos grupos, según si fueron arenados o grabados, y posteriormente los volvieron a dividir en otros dos grupos según el cemento empleado. Los mejores resultados fueron obtenidos por Cerasmart®, donde todos los grupos obtuvieron unos resultados cercanos a los 33 MPa, independientemente del tratamiento de superficie y del cemento empleado (tabla 31). En cambio, en Lava Ultimate®, los grupos que fueron sometidos a grabado obtuvieron unos valores inferiores a los 9 MPa, mientras que los arenados superaban los 26 MPa. Las conclusiones del autor fueron que la microestructura específica de cada bloque de material, incluso de aquellos que pertenecen a la misma familia, definen la fuerza de adhesión de la interfase. El tipo de partículas de relleno y su tamaño afectarán a la eficacia del tratamiento de superficie mediante grabado ácido, si bien el arenado sigue siendo el método más apropiado para las resinas nanocerámicas.

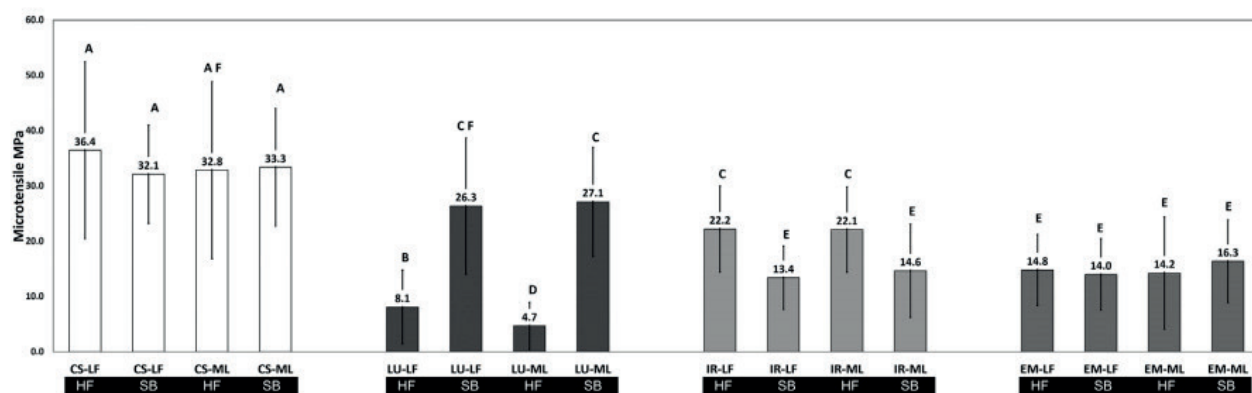


Figure 1 Boxplots of the μ -TBS for different groups in function of CAD/CAM block, resin cement and surface treatment method. Upper case letter (A, B, C, D, E, and F) identify groups with no statistical differences. hydrofluoric acid (HF), sandblasting (SB), Lava Ultimate (LU), Cerasmart (CS), IP Empress® CAD (EM), InitialTM LRF (IR), LinkForce (LF), GC, Multilink Automix (ML).

Tabla 31. Resultados del estudio de Abouelleil, 2021 (MPa).

Una vez analizados todos estos estudios, tanto los que presentan metodologías parecidas a la nuestra como otras distintas, podemos concluir que los valores alcanzados siempre son clínicamente aceptables. Cada material deberá ser tratado en su superficie en función de su composición química.

Sin embargo, a pesar de estos excelentes resultados, observamos que existe una desviación típica muy alta en todos los grupos, mayor que en los otros estudios. Revisando los datos individuales de las varillas, como podemos ver en el gráfico 9, todos los grupos tienen algún valor por debajo de los 5 MPa, y valores que llegaron a alcanzar los 89,38 MPa. En todos los grupos la desviación oscila entre 16-19 MPa, valores excesivamente altos, y que tal y como se observa en la gráfica 3, provoca una dispersión muy alta de todos ellos. Por tanto, tenemos un estudio con unas medias muy altas, con unas cajas que sitúan el 75% de los valores dentro de un promedio de adhesión muy alto, y estos valores presentan tendencias muy similares a los estudios que se han ido realizando hasta la fecha sobre la adhesión a los materiales híbridos. Por otro lado, en nuestro estudio encontramos una dispersión alta en todos los grupos, probablemente relacionada con la metodología concreta utilizada.

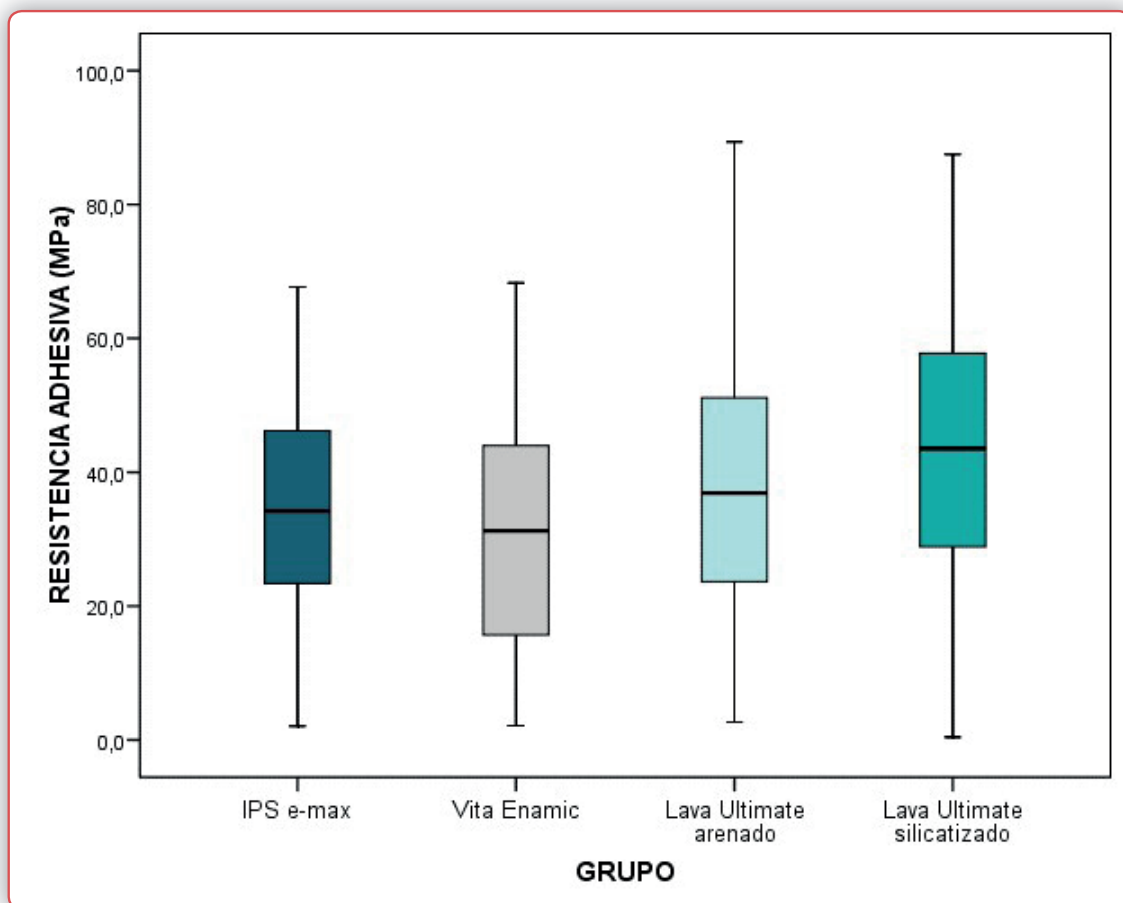
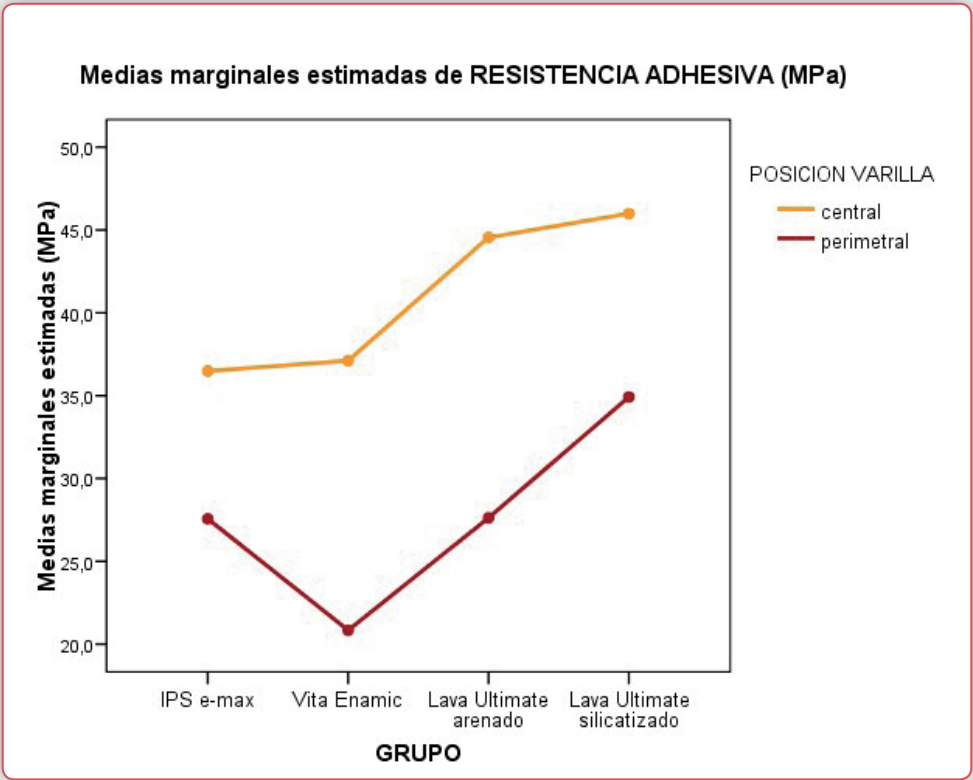


Gráfico 3. Diagrama de caja de la fuerza de la resistencia adhesiva de cada grupo (MPa).

Respecto al impacto que tiene la posición de la varilla dentro del bloque, si es de las que se encuentran en el perímetro o en la zona central, no hemos podido establecer una comparativa con otros estudios, ya que no hemos encontrado ninguno que experimentara las varillas perimetrales estableciendo la diferencia con las centrales. En aquellos estudios en los que se han diferenciado ambas posiciones, se han desechado las perimetrales, por suponer que la mayoría de fallos se producen en la parte más externa del área adherida (Elsaka, 2014; Peumans, 2016; do Amaral Colombo, 2019). Elsaka explica que las zonas laterales pueden estar influenciadas por un defecto o un exceso de cemento de composite en la interfase. Este mismo argumento es el que emplea Özcan y Gomes para eliminar las varillas perimetrales de su estudio (Özcan, 2007; Gomes, 2013).



Gráfica 5. Medias marginales de resistencia adhesiva (MPa).

Aun sin poder establecer una comparativa de nuestros resultados con otros, hemos de significar que nosotros hemos obtenido una diferencia significativa entre las varillas centrales y las perimetrales, tal y como podemos observar en la gráfica 5. Esta ventaja de las centrales frente a las perimetrales se mantiene constante en todos los grupos, es decir, independientemente del material empleado, la zona central del elemento adherido va a tener mayor resistencia adhesiva que la perimetral. O, dicho de otro modo, es en el perímetro de nuestras restauraciones adheridas donde encontraremos la zona más susceptible a que se produzca un fallo, que en clínica podría traducirse en una microfiltración o descementado.

6.3.2. Discusión de los resultados del análisis con microscopía óptica del tipo de fallo.

Tras el estudio de microtracción, todos los especímenes fueron observados con microscopía óptica para determinar qué tipo de fallo tuvo lugar. Consideramos que este método era suficiente para establecer a que grupo pertenecía, tal y como otros autores hicieron en sus estudios (Román, 2010; Casas, 2015; Vidal, 2015; Bustos, 2019).

En nuestro estudio, categorizamos los fallos en adhesivos, cuando el mismo se producía en la interfase material de restauración / composite, o cohesivos. Dentro de los cohesivos los dividimos en dos tipos: cohesivo de composite o cohesivo de material restaurador en función de donde se produjo el fallo. Este esquema de fallos es el empleado por otros autores que han estudiado la resistencia adhesiva (Chang, 2003; Román, 2010; Hu, 2016). Scherrer, en un artículo en el que analiza todos los factores involucrados en los estudios de microtracción, señala que los fallos amplios cohesivos se pueden evaluar con baja magnificación, pero los fallos adhesivos o los mixtos, que involucran uno de los dos elementos adheridos, realmente solo se pueden valorar de un modo estricto si utilizamos microscopía electrónica de barrido (*SEM*) (Scherrer, 2010). Este autor argumenta que los fallos mixtos son una mezcla de fallos, ya que no es posible sin el *SEM* valorar si son fallos adhesivos en los que tras fracasar la unión adhesiva se fragmenta un fragmento del material, o bien si es un fallo cohesivo en el que se ve involucrada la zona de la interfase. En nuestra experimentación, los fallos cohesivos sucedieron en zonas diferenciadas de la interfase de unión. Categorizamos como fallos adhesivos todos aquellos que involucraban la zona de unión, siendo la mayoría de ellos completamente lisos, un despegamiento, y existiendo muy pocas varillas en las que además de la zona despegada se viera un fragmento de material o de composite, pero predominaba la zona de separación de la interfase.

Al observar el tipo de fallo que sucede en nuestro estudio, vemos que hay una clara diferencia: por un lado, el grupo de IPS e.max CAD® y de VITA Enamic® tienen una tendencia al fallo adhesivo (75,7% y 57,9% respectivamente), mientras que, en los grupos de Lava Ultimate®, ya sea arenado o silicizado los fallos adhesivos son menos del 30%. Esto puede ser debido a que la fuerza de unión del Lava Ultimate® es superior a la de los otros grupos y el composite es, en la mayoría de los casos, el elemento más débil en este conjunto, ya que los fallos cohesivos en él, casi alcanzan el 70% del total. El análisis estadístico nos confirmó que las fracturas cohesivas de composite se vinculaban a una fuerza media de resistencia significativamente superior ($p=0,011$).

Por esta razón, la resistencia adhesiva que consigue el Lava Ultimate® obtiene unos valores que podrían ser mayores incluso si no sucedieran fallos cohesivos, tanto en el material restaurador como en el composite.

Además, debemos señalar que el grupo de IPS e.max CAD®, tal y como esperábamos, no tuvo ningún fallo cohesivo del material, ya que el disilicato de litio es más resistente que los materiales de restauración híbridos. Esta elevada resistencia del material es lo que origina que más del 75% de las varillas fracturaran por la zona de adhesión.

En el caso del VITA Enamic®, como es un material híbrido con una composición más cercana a la cerámica, su comportamiento se aproxima al del IPS e.max CAD® y hay un predominio de fallos adhesivos, aunque en este grupo sí que aparecen un 7% de fallos cohesivos en el material.

6.4. Repercusiones prácticas y aplicaciones clínicas.

Tras finalizar nuestro trabajo acerca de materiales de restauración CAD-CAM, a pesar de las limitaciones que tenemos con un estudio *in vitro*, podríamos sugerir unas recomendaciones para la práctica clínica diaria.

Los tres materiales estudiados pueden ser empleados con seguridad en la confección de restauraciones parciales adheridas, ya que todos ellos consiguen valores de adhesión superiores a los necesarios en el uso clínico.

Lava Ultimate® nos ofrece unas cifras de resistencia adhesiva superior a los otros dos materiales, y aún mejoran ligeramente si en el protocolo de tratamiento de superficie silicatizamos el área de la restauración a adherir.

Cada material deberá ser cementado en función de su composición, siguiendo el protocolo propuesto por la casa comercial.

Los tres materiales CAD CAM se pueden cementar adhesivamente al diente y su unión va a ser muy fuerte. El odontólogo deberá valorar otras propiedades como resistencia a las fuerzas masticatorias, ajuste marginal, estética, pérdida de brillo o coste económico para elegir un material u otro cuando deba realizar una restauración de recubrimiento parcial.

Conclusiones 7

Dentro de las limitaciones del estudio *in vitro* realizado, y después de haber valorado los resultados que el análisis estadístico y la observación microscópica nos ha proporcionado, podemos establecer las siguientes conclusiones.

7.1. Conclusiones respecto al objetivo general.

Todos los materiales restauradores empleados con los protocolos adhesivos recomendados por sus casas comerciales y evaluados en este estudio obtienen una resistencia adhesiva clínicamente adecuada.

7.2. Conclusiones respecto a los objetivos específicos.

7.2.1. Conclusiones del ensayo de microtracción.

- Lava Ultimate® es el material que, empleado con su protocolo adhesivo, obtiene los mejores resultados en resistencia adhesiva.
- Dentro de las dos alternativas que nos ofrece este material, los valores son ligeramente más altos con silicatizado de la superficie que con arenado de la misma.
- El disilicato de litio (IPS e.max CAD®), que fue incluido como grupo control, obtiene unos valores de resistencia adhesiva menores que la resina nanocerámica (Lava Ultimate®).
- VITA Enamic® es el material que obtiene los valores menores de resistencia adhesiva en nuestro estudio, pero, aun así, dentro de los parámetros clínicamente aceptables.
- En todos los grupos, las varillas centrales obtienen mejores valores que las perimetrales, debido a que los fallos de adhesión siempre son mayores en los márgenes de las restauraciones.

7.2.2. Conclusiones del tipo de fractura.

- La resistencia adhesiva de Lava Ultimate® con técnica arenada o silicatizada es de tal magnitud que no puede ser cuantificada de modo exacto, ya que la fuerza cohesiva del composite es menor y fracasa antes que la unión adhesiva.
- La cerámica IPS e.max CAD® presenta una resistencia cohesiva elevada, lo que explica que el mayor porcentaje de fracasos se localice en la unión adhesiva.
- Vita Enamic® presenta en más de la mitad de las muestras un patrón de fractura de tipo adhesivo, debido a que, siendo un material híbrido, posee una alta cantidad de contenido cerámico.

Bibliografía 8

1. Abate, P. F., Borgia, E., Busato, A., Carvalho, R., Corts, J. P., & Costa, C. A. (2010). *Adhesión en Odontología Restauradora*. Madrid: Ripano S.A.
2. Abduo, J., & Sambrook, R. J. (2018). *Longevity of ceramic onlays: A systematic review*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 30(3), 193-215
3. Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Goujat, A., Attik, N., Laforest, L., ... & Grosogoeat, B. (2021). *Impact of the Microstructure of CAD/CAM Blocks on the Bonding Strength and the Bonded Interface*. Journal of Prosthodontics, 72-78.
4. Agustín Panadero, R. (2012). *Estudio comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal*. (Tesis doctoral.) Valencia. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
5. Al-Makramani, B. M., Razak, A. A., & Abu-Hassan, M. I. (2008). *Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all-ceramic copings*. J Contemp Dent Pract, 9(2), 33-40.
6. Albero, A., Pascual, A., Camps, I., & Grau-Benitez, M. (2015). *Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network*. Journal of clinical and experimental dentistry, 7(4), e495.
7. Anglada, J. M., Salsench, J., Nogueras, J., & Samsó, J. (1992). *Análisis de la composición de algunas cerámicas dentales*. Arch Odontoest, 8, 221-4.
8. Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). *Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods*. Dental materials, 26(2), e50-e62.
9. Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). *Polymerization contraction of a silorane-based resin composite and four methacrylate-based composites*. European Cells and Materials, 10(supplement 4), 8.
10. Atsu, S.S., Kilicarslan, M.A., Kucukesmen, H.C. & Aka, P.S. (2006). *Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strenght to adhesive resin*. J Prosthet Dent. 95:430-436.
11. Awada, A., & Nathanson, D. (2015). *Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 114(4), 587-593.
12. Azar, B., Eckert, S., Kunkela, J., Ingr, T., & Mounajjed, R. (2018). *The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM*. Brazilian oral research, 32.
13. Barrientos, G. (2010). *Estudio comparativo in vitro del sellado marginal de restauraciones realizadas con resina compuesta a base de siloranos al utilizar su adhesivo específico y dos adhesivos convencionales, uno de grabado/lavado y otro autograbante*. (Trabajo de Investigación). Santiago. Universidad de Chile.
14. Bayazit, E. Ö. (2019). *Microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to CAD/CAM resin-matrix ceramics prepared with different surface treatments*. Int J Prosthodont, 32(32), 433-38.
15. Bellan, M. C., Cunha, P. F. J. S. D., Tavares, J. G., Spohr, A. M., & Mota, E. G. (2017). *Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies*. Brazilian oral research, 31.
16. Belser, U.C., MacEntee, M.I., & Ritcher, W.A. (1985). *Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study*. J Prosthet Dent. 53(1):24-9.
17. Brentel, A. S., Özcan, M., Valandro, L. F., Alarça, L. G., Amaral, R., & Bottino, M. A. (2007). *Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions*. Dental Materials, 23(11), 1323-1331.

18. Buonocore, M.G. (1955). *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces*. J Dent Res. 34(6):849-853.
19. Bustamante-Hernández, N., Montiel-Company, J.M., Bellot-Arcís, C., Mañes-Ferrer, J.F., Solá-Ruíz, M.F., Agustín-Panadero, R., Fernández-Estevan, L. (2020). *Clinical behavior of ceramic, hybrid and composite onlays. A systematic review and meta-analysis*. Nt J Environ Res Public Health,17, 7582.
20. Bustos Salvador, J.L. (2019). *Estudio experimental in vitro de la unión de dos compuestos híbridos a distintos cementos de resina compuesta*. (Tesis Doctoral). Valencia. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
21. Calamia, J. R. (1982). *Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence*. The New York journal of dentistry, 53(6), 255-259.
22. Calamia, J. R., & Simonsen, R. J. (1984). *Effect of coupling agents on bond strength porcelain [abstract 76]*. J Dent Res, 63, 179.
23. Cardoso, P. E., Braga, R. R., & Carrilho, M. R. (1998). *Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems*. Dental Materials, 14(6), 394-398.
24. Casas Terrón J. (2015). *Análisis del comportamiento de las restauraciones de zircona monolítica en comparación con las de metal-cerámica y las de zircona-porcelana*. (Tesis doctoral). Valencia. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
25. Casucci, A., Monticelli, F., Goracci, C., Mazzitelli, C., Cantoro, A., Papacchini, F., & Ferrari, M. (2011). *Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength*. Dental materials, 27(10), 1024-1030.
26. Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2016). *Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials*. Journal of prosthodontic research. 60(4), 265-273.
27. Chang, J. C., Hart, D. A., Estey, A. W., & Chan, J. T. (2003). *Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel*. The Journal of prosthetic dentistry, 90(1), 18-23.
28. Della Bona, A., & Van Noort, R. (1995). *Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic*. Journal of dental research, 74(9), 1591-1596.
29. Dietschi, D., & Spreafico, R. (1997). *Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations*. Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD, 10(1), 47-54.
30. Do Amaral Colombo, L., Murillo-Gomez, F., & De Goes, M. F. (2019). *Bond strength of CAD/CAM restorative materials treated with different surface etching protocols*. The journal of adhesive dentistry, 21(4), 307-317.
31. Dolev, E., Bitterman, Y., Meirowitz, A. (2019). *Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns*. J Prosth Dent 121(1): 124-128.
32. Dündar, M., Özcan, M., Gökçe, B., Çömlekoğlu, E., Leite, F., & Valandro, L. F. (2007). *Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics*. Dental Materials, 23(5), 630-636.
33. Duzyol, M., Sagsoz, O., Polat Sagsoz, N., Akgul, N., & Yildiz, M. (2016). *The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin*. Journal of Prosthodontics, 25(6), 466-471.
34. Eldarrat, A. H., High, A. S., & Kale, G. M. (2004). *In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy*. Journal of dentistry, 32(7), 547-554.

35. Elsaka, S. E. (2014). *Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments*. J Adhes Dent, 16(6), 531-540.
36. El Zohairy, A. A., Saber, M. H., Abdalla, A. I., & Feilzer, A. J. (2010). *Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel*. Dental materials, 26(9), 848-854.
37. Emsermann, I., Eggmann, F., Krastl, G., Weiger, R., Amato, J. (2019) *Influence of pretreatment methods of the adhesion of composite and polymer infiltrated ceramic CAD-CAM blocks*. J Adhes Dent; 21: 433-443.
38. Ereifej, N., Rodrigues, F. P., Silikas, N., & Watts, D. C. (2011). *Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics*. Dental Materials, 27(6), 590-597.
39. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010). *A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns*. The Journal of the American Dental Association, 141, 10S-14S.
40. Fasbinder, D. J., Neiva, G. F., Dennison, J. B., Heys, D., & Heys, R. (2012). *Evaluation of zirconia crowns made from conventional and digital impressions*. J Dent Res, 91.
41. Fasbinder, D. J. (2013). *Computerized technology for restorative dentistry*. Am J Dent, 26(3), 115-20.
42. Ferrando Cascales, Á. (2020). *Evaluación "in vitro" del comportamiento en dentina afectada por caries de un adhesivo bioactivo/biomimético experimental frente a diversos sistemas comerciales*. (Tesis doctoral). Valencia. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
43. Frankenberger, R., Hartmann, V., Krech, M., Krämer, N., Reiche, S., Braun, A., & Roggendorf, M. (2015). *Adhesive luting of new CAD/CAM materials Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien*. International journal of computerized dentistry, 18(1), 9-20.
44. Gargallo, M. G., de Parga, J. A. M. V., & Viñuela, A. C. (2011). *Propiedades estéticas de las resinas compuestas*. Revista internacional de prótesis estomatológica, 13(1), 11-22.
45. Gomes, A. L., Castillo-Oyagüe, R., Lynch, C. D., Montero, J., & Albaladejo, A. (2013). *Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks*. Journal of dentistry, 41(1), 31-41.
46. Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). *Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue*. International Journal of Prosthodontics, 23(5).
47. Guzmán Thoms, J. P., González Bustamante, H., & Salgado Montoya, M. (2012). *Influencia del tiempo de tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico de la porcelana VITA VM 13 en la resistencia de unión a cemento de resina frente a fuerzas de tracción: Estudio in vitro*. Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral, 5(3), 117-121.
48. Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., Lambrechts, P., & Peumans, M. (2007). *Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin*. Dental Materials, 23(1), 71-80.
49. Hirata, R. *TIPS: Claves en Odontología Estética*. 1ª ed. Buenos Aires: Médica Panamericana. 2012.
50. Hu M, Weiger R, Fischer J. *Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements*. Den Mater 2016; 32: 223-32.
51. Jorge, M. S., de Oyagüe, R. C., Turrión, A. S., & Fernández, M. D. C. G. (2007). *Métodos CAD/CAM en prótesis*. Gaceta dental: Industria y profesiones, (178), 88-105.

52. Kelly, J. R. (2004). *Dental ceramics: current thinking and trends*. Dental Clinics of North America, 48(2), 513-530.
53. Kern, M., & Thompson, V. P. (1994). *Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition*. The Journal of prosthetic dentistry, 71(5), 453-461.
54. Kina, S. (2005). *Cerâmicas dentárias*. Rev. dent. press estética, 2(2), 111-128.
55. Kois, D. E., Isvilanonda, V., Chaiyabutr, Y., & Kois, J. C. (2013). *Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations*. Journal of esthetic and restorative dentistry, 25(2), 110-122.
56. Kogan, F.E., Zamora, Z.I., Díaz, R.R.M. (2014) *Evaluación de diferentes opciones de acondicionamiento y cementación de Restauraciones a base de resina CAD/CAM*. Oral, 15(47), 1067-1069.
57. Langer, A., & Ilie, N. (2013). *Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems*. Clinical oral investigations, 17(1), 205-216.
58. Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). *Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials*. Dental Materials, 32(11), e275-e283.
59. Lebon, N., Tapie, L., Vennat, E., & Mawussi, B. (2015). *Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling*. The Journal of prosthetic dentistry, 114(2), 236-247.
60. Lise, D. P., Van Ende, A., De Munck, J., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N., & Van Meerbeek, B. (2017). *Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging*. Operative dentistry, 42(1), 73-81.
61. Lobbezoo, F., Ahlberg, J., Glaros, A. G., Kato, T., Koyano, K., Lavigne, G. J., ... & Winocur, E. (2013). *Bruxism defined and graded: an international consensus*. Journal of oral rehabilitation, 40(1), 2-4.
62. Lopes, G. C., Thys, D. G., Klaus, P., Oliveira, G. M., & Widmer, N. (2007). *Enamel acid etching: a review*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 28(1), 18-24.
63. Lussi, A., & Jaeggi, T. (2008). *Erosion-diagnosis and risk factors*. Clinical oral investigations, 12(1), 5-13.
64. Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). *A classification and evaluation of composite resin systems*. The Journal of prosthetic dentistry, 50(4), 480-488.
65. Magne, P., & Cascione, D. (2006). *Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain*. The Journal of prosthetic dentistry, 96(5), 354-361.
66. Magne, P., Magne, M., & Belser, U. C. (2007). *Adhesive restorations, centric relation, and the Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion*. European Journal of Esthetic Dentistry, 2(3).
67. Magne, P., Carvalho, A. O., Bruzi, G., Anderson, R. E., Maia, H. P., & Giannini, M. (2014). *Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns*. Operative dentistry, 39(6), 595-602.
68. Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). *From Artisanal to CAD-CAM Blocks State of the Art of Indirect Composites*. Journal of dental research, 95(5), 487-495.
69. Malament, K. A., & Socransky, S. S. (2001). *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure*. The Journal of prosthetic dentistry, 86(5), 511-519.

70. Mehta, D., & Shetty, R. (2010). *Bonding to zirconia: elucidating the confusion*. *Int Dent SA*, 12(2), 46-52.
71. Miyazaki, M., Hinoura, K., Onose, H., & Moore, B. K. (1991). *Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine*. *Journal of Dentistry*, 19(5), 301-303.
72. Neiva, G., Yaman, P., Dennison, J.B., Razoog, M.E., & Lang, B.R. (1998). *Resistance to fracture of three all-ceramic systems*. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 10(2), 60-66.
73. Neves, F. D., Prado, C. J., Prudente, M. S., Carneiro, T. A., Zancopé, K., Davi, L. R., ... & Soares, C. J. (2014). *Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1134-1140.
74. Newburg, R., & Pameijer, C. H. (1978). *Composite resins bonded to porcelain with silane solution*. *The Journal of the American Dental Association*, 96(2), 288-291.
75. Nguyen, J. F., Ruse, D., Phan, A. C., & Sadoun, M. J. (2014). *High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks*. *Journal of dental research*, 93(1), 62-67.
76. Ortolá S. (2012). <https://ingenieriademateriales.wordpress.com/2012/05/29/principios-de-la-mecanica-de-la-fractura/>.
77. Özcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A. P., & Bottino, M. A. (2007). *Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions*. *Dental Materials*, 23(10), 1276-1282.
78. Pallis, K., Griggs, J. A., Woody, R. D., Guillen, G. E., & Miller, A. W. (2004). *Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(6), 561-569.
79. Park, J. H., & Choi, Y. S. (2016). *Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics*. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 275-284.
80. Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). *State of the art etch-and-rinse adhesives*. *Dental materials*, 27(1), 1-16.
81. Passia, N., Lehmann, F., Freitag-Wolf, S., & Kern, M. (2015). *Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic*. *The Journal of the American Dental Association*, 146(10), 729-734.
82. Peumans, M., Valjakova, E. B., De Munck, J., Mishevska, C. B., & Van Meerbeek, B. (2016). *Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials*. *J Adhes Dent*, 18(4), 289-302.
83. Phan, A. C., Béhin, P., Stoclet, G., Ruse, N. D., Nguyen, J. F., & Sadoun, M. (2015). *Optimum pressure for the high-pressure polymerization of urethane dimethacrylate*. *Dental Materials*, 31(4), 406-412.
84. Phrukkanon, S., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (1998). *The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test*. *Dental Materials*, 14(3), 212-221.
85. Poggio, C., Pigozzo, M., Ceci, M., Scribante, A., Beltrami, R., & Chiesa, M. (2016). *Influence of different luting protocols on shear bond strength of computer aided design/computer aided manufacturing resin nanoceramic material to dentin*. *Dental research journal*, 13(2), 91.
86. Ring, M. E. (1985). *Dentistry: an illustrated history* (pp. 193-211). New York: Abrams.
87. Robledo, N. G. (2018). *Sistemas cad/cam actuales: Posibilidades y limitaciones del flujo chair-side*. *Gaceta dental: Industria y profesiones*, (307), 90-98.

88. Rodríguez, D.R., & Pereira, N.A. (2008) *Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas*. Acta odontológica venezolana, 46(3), 381-392.
89. Román-Rodríguez, J.L., Roig-Vanaclocha, A., Fons-Font, A., Granell-Ruiz, M., Solá-Ruiz, M. F., Amigó-Borrás, V., ... & Vicente-Escuder, Á. (2010). *In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 15, e95-100.
90. Román-Rodríguez, J.L., (2010). *Estudio experimental in vitro de la adhesión entre la cerámica de óxido de circonio y distintos cementos de resina compuesta*. (Tesis doctoral). Valencia. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
91. Román-Rodríguez, J.L., Llambés-Arena, G., Fons-Font, A., Agustín-Panadero, R., & Solá-Ruiz, M.F. (2016). *Cementado adhesivo de las restauraciones cerámicas (I)*. Oris, 86(1), 6-11.
92. Romanini-Junior, J. C., Kumagai, R. Y., Ortega, L. F., Rodrigues, J. A., Cassoni, A., Hirata, R., & Reis, A. F. (2018). *Adhesive/silane application effects on bond strength durability to a lithium disilicate ceramic*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 30(4), 346-351.
93. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). *Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test*. Dental materials, 10(4), 236-240.
94. Sano, H., Chowdhury, A. F. M. A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Hoshika, S., & Yamauti, M. (2020). *The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing*. Japanese Dental Science Review, 56(1), 24-31.
95. SEPES. Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética. (2015) *Tratamiento del sector posterior con restauraciones indirectas adhesivas CAD/CAM*. Madrid.
96. Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). *Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review*. Dental Materials, 26(2), e78-e93.
97. Shimada, Y., Yamaguchi, S., & Tagami, J. (2002). *Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics*. Dental materials, 18(5), 380-388.
98. Schulte, A. G., Vöckler, A., & Reinhardt, R. (2005). *Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin*. Journal of dentistry, 33(5), 433-442.
99. Silverstone, L. M., Saxton, C. A., Dogon, I. L., & Fejerskov, O. (1975). *Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy*. Caries research, 9(5), 373-387.
100. Simonsen, R. J. (1980). *The acid etch technique in fixed prosthesis: an update (II)*. Quintessence international, dental digest, 11(10), 27-32.
101. Soares, C. J., Giannini, M., Oliveira, M. T. D., Paulillo, L. A. M. S., & Martins, L. R. M. (2004). *Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement*. Journal of Applied Oral Science, 12(1), 45-50.
102. Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). *Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 26(6), 382-393.

103. Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M., & Hämmerle, C. (2012). *Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements*. The Journal of prosthetic dentistry, 107(2), 94-101.
104. Sulaiman, T. A. (2020). *Materials in digital dentistry-A review*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 32(2), 171-181.
105. Tekçe, N., Tuncer, S., Demirci, M., Kara, D., & Baydemir, C. (2019). *Microtensile Bond Strength of CAD/CAM Resin Blocks to Dual-Cure Adhesive Cement: The Effect of Different Sandblasting Procedures*. Journal of Prosthodontics, 28(2), e485-e490.
106. Tian, T., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). *Evaluation of microtensile bond strength on ceramic-resin adhesion using two specimen testing substrates*. International Journal of Adhesion and Adhesives, 54, 165-171.
107. UNE-EN ISO 10477. *Odontología. Materiales poliméricos para coronas y cubiertas*. (ISO 10477: 2018).
108. Van Dijken, J. W., & Hasselrot, L. (2010). *A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages*. Dental materials, 26(9), 929-939.
109. Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). *Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems*. Journal of Dental Research, 71(8), 1530-1540.
110. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). *Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes*. Dental Materials, 26(2), e100-e121.
111. Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt K.L. (2011). *State of the art of self-etch adhesives*. Dental Materials, 27(1), 17-28.
112. Van Meerbeek, B., & Yoshihara, K. (2014). *Clinical recipe for durable dental bonding: why and how*. J Adhes Dent, 16(1), 94.
113. Van't Spijker, A., Rodriguez, J. M., Kreulen, C. M., Bronkhorst, E. M., Bartlett, D. W., & Creugers, N. H. (2009). *Prevalence of tooth wear in adults*. Int J Prosthodont, 22(1), 35-42.
114. Vega del Barrio, J. M. (2005). *Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo*. RCOE, 10(5-6), 529-539.
115. Vidal Peiró, P. (2015). *Efecto de diversos tratamientos de superficie sobre la capacidad de adhesión de varios materiales de restauración CAD/CAM*. (Tesis doctoral). Valencia. Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.
116. Witkowski, S., Komine, F., & Gerds, T. (2006). *Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques*. The Journal of prosthetic dentistry, 96(1), 47-52.
117. Zafar, M. S., & Ahmed, N. (2015). *The effects of acid etching time on surface mechanical properties of dental hard tissues*. Dental materials journal, (0). 2014-083

Anexo 9

Grupo EMAX.

	Área mm2	N	MPa
EMAXp1	1,9982	24,5	12,2610
EMAXp2	1,392	35,5	25,5029
EMAXp3	1,2152	30,9	25,4279
EMAXp4	1,9488	12,5	6,4142
EMAXp5	2,3278	38,3	42,7408
EMAXp6	0,8961	39,2	43,7451
EMAXp7	1,9796	66	33,3401
EMAXp8	1,4664	54,9	37,4386
EMAXp9	1,5092	48,5	32,1362
EMAXp10	1,067	36,5	34,2081
EMAXp11	1,1514	15,2	13,2013
EMAXp12	1,0404	12,5	12,0146
EMAXp13	1,7672	36,5	20,6541
EMAXp14	1,653	6	3,6298
EMAXp15	2,0273	4,2	2,0717
EMAXp16	1,602	22,6	14,1074
EMAXp17	1,1232	64,2	57,1581
EMAXp18	1,2672	55,8	44,0341
EMAXp19	1,2078	50,3	41,6460
EMAXp20	1,0904	40,2	36,8672
EMAXp21	0,9867	16,2	16,4184
EMAXp22	0,9968	51,2	51,3644
EMAXc1	0,9207	62,3	67,6659
EMAXc2	0,8366	42	50,2032
EMAXc3	0,9312	44,8	48,1100
EMAXc4	0,7743	36,5	47,1394
EMAXc5	0,9702	60,5	62,3583
EMAXc6	0,8645	54,9	63,5049
EMAXc7	0,9114	19,8	21,7248
EMAXc8	0,9506	23,5	24,7212
EMAXc9	0,97	44,8	46,1856
EMAXc10	0,9702	29,1	29,9938
EMAXc11	0,9282	6,9	7,4337
EMAXc12	0,9999	40,2	40,2040
EMAXc13	0,9504	30	31,5657

	Área mm2	N	MPa
EMAXc14	0,9408	41,1	43,6862
EMAXc15	0,8633	21,7	25,1361
EMAXc16	0,927	21,7	23,4088
EMAXc17	0,9108	45,7	50,1757
EMAXc18	0,882	48,5	54,9887
EMAXc19	0,9603	15,2	15,8284
EMAXc20	0,8448	16,2	19,1761
EMAXc21	0,8613	2,3	2,6704
EMAXc22	1,04	11,5	11,0577
EMAXc23	0,9792	27,2	27,7778
EMAXc24	0,891	30,9	34,6801
EMAXc25	0,801	13,4	16,7291
EMAXc26	0,8645	42,9	49,6241
EMAXc27	0,8787	44,8	50,9844
EMAXc28	0,8352	42	50,2874
EMAXc29	0,9312	23,5	25,2363
EMAXc30	0,9216	22,6	24,5226
EMAXc31	0,9408	33,7	35,8206
EMAXc32	0,9312	41,1	44,1366
EMAXc33	0,8536	52,2	61,1528
EMAXc34	0,9306	31,8	34,1715
EMAXc35	0,9888	24,5	24,7775
EMAXc36	0,9984	18	18,0288
EMAXc37	0,9024	38,3	42,4424
EMAXc38	0,9024	23,5	26,0417
EMAXc39	1,01	34,6	34,2574
EMAXc40	0,9984	39,2	39,2628
EMAXc41	0,9792	54	55,1471
EMAXc42	0,912	58,6	64,2544
EMAXc43	0,9504	34,6	36,4057
EMAXc44	1,04	27,2	26,1538
EMAXc45	0,9894	46,6	47,0993
EMAXc46	0,9702	24,5	25,2525
EMAXc47	0,92	30,9	33,5870
EMAXc48	0,9506	34,6	36,3981

33,68	Media
16,27	Desviación típica
34,19	Mediana

Grupo VE.

	Área mm2	N	MPa
	Área mm2	N	MPa
VEp1	1,6896	18,9	11,1861
VEp2	1,0767	33,7	31,2993
VEp3	4,588	38,3	8,3479
VEp4	1,2558	19,8	15,7668
VEp5	2,2878	41,1	31,4798
VEp6	1,3056	48,5	37,1477
VEp7	1,107	43,8	39,5664
VEp8	0,9266	26,3	28,3833
VEp9	2,576	50,3	19,5264
VEp10	0,912	11,5	12,6096
VEp11	0,9555	41,1	43,0141
VEp12	2,511	16,2	6,4516
VEp13	1,8753	67,8	36,1542
VEp14	2,5004	46,6	18,6370
VEp15	0,752	23,5	31,2500
VEp16	1,4596	47,5	32,5432
VEp17	0,847	11,5	13,5773
VEp18	0,9894	22,6	22,8421
VEp19	2,5872	67,8	26,2059
VEp20	2,8116	41,1	14,6180
VEp21	1,104	18,9	17,1196
VEp22	2,9376	8,8	2,9956
VEp23	0,9306	18,9	20,3095
VEp24	2,3716	5,1	2,1504
VEp25	2,4444	15,2	6,2183
VEp26	2,5123	30,9	12,2995
VEc1	0,9114	14,3	15,6901
VEc2	0,8554	36,5	42,6701
VEc3	0,893	38,3	42,8891
VEc4	1,0094	33,7	33,3862
VEc5	0,9306	56,8	61,0359
VEc6	0,9212	40,2	43,6387
VEc7	0,92	41,1	44,6739

	Área mm2	N	MPa
VEc8	0,9009	48,5	53,8351
VEc9	0,95	18,9	19,8947
VEc10	1,38	30	21,7391
VEc11	0,8428	40,2	47,6981
VEc12	0,98	12,5	12,7551
VEc13	0,931	28,2	30,2900
VEc14	0,9282	41,1	44,2793
VEc15	0,8415	3,2	3,8027
VEc16	0,94	64,2	68,2979
VEc17	0,874	14,3	16,3616
VEc18	0,8554	40,2	46,9956
VEc19	0,8372	2,3	2,7473
VEc20	0,95	42	44,2105
VEc21	1,01	53,1	52,5743
VEc22	0,9108	48,5	53,2499
VEc23	0,782	33,7	43,0946
VEc24	0,8686	53,1	61,1329
VEc25	0,9801	45,7	46,6279
VEc26	0,874	42	48,0549
VEc27	0,9405	42,9	45,6140
VEc28	0,9898	18,9	19,0948
VEc29	0,9025	5,1	5,6510
VEc30	0,9016	30,9	34,2724
VEc31	0,8075	35,5	43,9628

29,68	Media
17,26	Desviación típica
31,25	Mediana

Grupo LUA.

	Área mm2	N	MPa
LUAp1	2,5575	60,5	23,66
LUAp2	2,2517	87,2	38,73
LUAp3	2,5389	78,9	31,08
LUAp4	1,5743	33,7	21,41
LUAp5	0,9894	36,5	36,89
LUAp6	1,5228	12,5	8,21
LUAp7	1,674	51,2	30,59
LUAp8	1,647	69,7	42,32
LUAp9	1,638	54	32,97
LUAp10	2,3852	43,8	18,36
LUAp11	0,7776	9,7	12,47
LUAp12	1,7108	60,5	35,36
LUAp13	2,314	55,8	24,11
LUAp14	0,9016	15,2	16,86
LUAp15	2,4479	89,1	36,40
LUAp16	0,836	26,3	31,46
LUAp17	2,2339	56,8	25,43
LUAp18	2,6414	14,3	5,41
LUAp19	1,5842	66,9	42,23
LUAp20	1,1232	42,9	38,19
LUAp21	1,176	56,8	48,30
LUAp22	1,5928	20,8	13,06
LUAp23	1,026	47,5	46,30
LUAp24	1,5753	34,6	21,96
LUAp25	0,9797	53,1	54,20
LUAp26	2,385	25,4	10,65
LUAp27	0,7708	23,5	30,49
LUAp28	0,8245	12,5	15,16

	Área mm2	N	MPa
LUAp29	0,89	7,8	8,76
LUAc1	0,9114	46,6	51,13
LUAc2	0,8736	56,8	65,02
LUAc3	0,873	60,5	69,30
LUAc4	0,8722	25,4	29,12
LUAc5	0,9114	56,8	62,32
LUAc6	0,8633	42	48,65
LUAc7	0,891	55,8	62,63
LUAc8	0,8722	47,5	54,46
LUAc9	0,882	61,4	69,61
LUAc10	0,8722	54,9	62,94
LUAc11	0,9021	29,1	32,26
LUAc12	0,8928	79,8	89,38
LUAc13	0,8811	36,5	41,43
LUAc14	0,864	17,1	19,79
LUAc15	0,8918	38,3	42,95
LUAc16	0,8544	43,8	51,26
LUAc17	0,8544	2,3	2,69
LUAc18	0,864	53,1	61,46
LUAc19	0,8827	29,1	32,97
LUAc20	0,8736	38,3	43,84
LUAc21	0,8722	17,1	19,61
LUAc22	0,864	25,4	29,40
LUAc23	0,8544	48,5	56,76
LUAc24	0,8736	28,2	32,28
LUAc25	0,8827	18	20,39
LUAc26	0,8544	36,5	42,72
LUAc27	0,8811	23,5	26,67

	Área mm2	N	MPa
LUAc28	0,8736	33,7	38,58
LUAc29	0,8811	45,7	51,87
LUAc30	0,8633	41,1	47,61
LUAc31	0,8918	44,8	50,24
LUAc32	0,8624	65,1	75,49
LUAc33	0,8633	23,5	27,22
LUAc34	0,8633	55,8	64,64
LUAc35	0,9021	18	19,95
LUAc36	0,8372	28,2	33,68
LUAc37	0,8736	35,5	40,64
LUAc38	0,8633	19,8	22,94
LUAc39	0,8448	14,3	16,93
LUAc40	0,9207	39,2	42,58
LUAc41	0,8722	41,1	47,12
LUAc42	0,8736	47,5	54,37
LUAc43	0,8827	28,2	31,95
LUAc44	0,8722	18	20,64
LUAc45	0,882	54,9	62,24
LUAc46	0,8811	40,2	45,62
LUAc47	0,8633	54,9	63,59
LUAc48	0,8633	51,2	59,31

38,17	Media
18,36	Desviación típica
36,89	Mediana

Grupo LUS.

	Área mm2	N	MPa
LUSp1	1,209	0,5	0,4136
LUSp2	2,1868	45,7	20,8981
LUSp3	1,07	68,8	64,2991
LUSp4	2,068	17,1	8,2689
LUSp5	1,6218	48,5	29,9050
LUSp6	1,0388	60,5	58,2403
LUSp7	1,06	42	39,6226
LUSp8	1,7762	20,8	11,7104
LUSp9	1,02	68,8	67,4510
LUSp10	1,089	30,9	28,3747
LUSp11	1,804	90	49,8891
LUSp12	1,696	66	38,9151
LUSp13	1,7745	42,9	24,1758
LUSp14	1,727	58,6	33,9317
LUSp15	1,331	17,1	12,8475
LUSp16	1,2733	65,1	51,1270
LUSp17	1,13	64,2	56,8142
LUSp18	1,4552	88,2	60,6102
LUSp19	1,3755	9,7	7,0520
LUSp20	1,2	35,5	29,5833
LUSp21	0,6675	24,5	36,7041
LUSp22	1,4416	38,3	26,5677
LUSp23	1,463	66,9	45,7280
LUSc1	1,1449	20,8	18,1675
LUSc2	1,1663	57,7	49,4727
LUSc3	1,1556	101,1	87,4870
LUSc4	1,07	38,3	35,7944
LUSc5	1,0706	6,9	6,4450
LUSc6	1,1009	68,8	62,4943
LUSc7	1,1016	48,5	44,0269
LUSc8	1,07	61,4	57,3832
LUSc9	1,177	56,8	48,2583
LUSc10	1,06	60,5	57,0755
LUSc11	1,1	18	16,3636
LUSc12	1,111	14,3	12,8713

	Área mm2	N	MPa
LUSc13	1,0807	28,2	26,0942
LUSc14	1,0706	46,6	43,5270
LUSc15	1,0908	35,5	32,5449
LUSc16	1,06	61,4	57,9245
LUSc17	1,122	53,1	47,3262
LUSc18	1,1	42	38,1818
LUSc19	1,122	56,8	50,6239
LUSc20	1,0706	33,7	31,4777
LUSc21	1,111	35,5	31,9532
LUSc22	1,0706	90	84,0650
LUSc23	1,0593	67,8	64,0045
LUSc24	1,111	20,8	18,7219
LUSc25	1,071	58,6	54,7152
LUSc26	1,111	63,2	56,8857
LUSc27	1,1236	76,2	67,8177
LUSc28	1,0812	36,5	33,7588
LUSc29	1,1235	74,3	66,1326
LUSc30	1,0807	48,5	44,8783
LUSc31	1,0807	38,3	35,4400
LUSc32	1,0706	30,9	28,8623
LUSc33	1,0605	68,8	64,8751
LUSc34	1,122	37,4	33,3333
LUSc35	1,07	66	61,6822
LUSc36	1,0807	49,4	45,7111
LUSc37	1,0807	72,5	67,0861
LUSc38	1,1009	41,1	37,3331
LUSc39	1,0706	73,4	68,5597
LUSc40	1,111	64,2	57,7858
LUSc41	1,0706	28,2	26,3404
LUSc42	1,0593	61,4	57,9628

42,07	Media
19,67	Desviación típica
43,53	Mediana



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

Memoria de investigación
Eva González Angulo

Directores del trabajo
Prof. Dr. Antonio Fons Font
Prof. Dr. Juan Luis Román Rodríguez
Prof. Dr. Javier Casas Terrón

Unitat Docent de Prostdòncia i Oclusió
Departament d'Estomatologia
Facultat de Medicina i Odontologia
Universitat de València