



UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultad de Medicina y Odontología

Departamento de Estomatología

Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión

TESIS DOCTORAL

**“ESTUDIO EXPERIMENTAL *IN VITRO* DE LA
UNIÓN DE DOS COMPUESTOS HÍBRIDOS A
DISTINTOS CEMENTOS DE RESINA
COMPUESTA”**

Programa de doctorado en Odontología (RD 99/2011)

JOSÉ LUIS BUSTOS SALVADOR

Directores

Prof. Dr. Antonio Fons Font

Prof. Dr. Juan Luis Román Rodríguez

Valencia, marzo 2019

**“ESTUDIO EXPERIMENTAL *IN VITRO* DE LA UNIÓN
DE DOS COMPUESTOS HÍBRIDOS A DISTINTOS
CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA”**

Memoria de investigación que presenta

JOSÉ LUIS BUSTOS SALVADOR

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

Directores del trabajo:

Prof. Antonio Fons Font

Prof. Juan Luis Román Rodríguez

Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión

Departamento de Estomatología

Facultad de Medicina y Odontología

Universitat de València

Marzo 2019

Don Antonio Fons Font, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València y Don Juan Luis Román Rodríguez, 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 “ESTUDIO EXPERIMENTAL *IN VITRO* DE LA UNIÓN DE DOS COMPUESTOS HÍBRIDOS A DISTINTOS CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA”, del que es autor José Luis Bustos Salvador, 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 25 de marzo de 2019.

Fdo.: Antonio Fons Font

Fdo.: Juan Luis Román Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

A los directores de este trabajo de investigación, gracias a los cuales he podido llevarlo a término:

Antonio Fons Font, mi maestro, mi querido amigo. Gracias a su guía, a su cariño, su constante ánimo y su comprensión puedo defender esta investigación.

Juan Luis Román Rodríguez, como gran investigador que es, el responsable de trazarme las líneas de trabajo adecuadas. Fue, en tiempos lejanos, mi alumno y es un claro ejemplo de aquél que supera a su maestro.

A todos y cada uno de los miembros de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión:

A Javier Casas, contigo he aprendido casi todo lo que sé, y has sido confidente de casi todo lo que me ha pasado.

A Ole Andresen, con quien comencé esta singladura que parece que llega a puerto. Compartir ratos contigo es uno de mis mayores alicientes en el quehacer universitario.

A Eva González, mi mejor amiga dentro y fuera de la facultad.

A Ana Ortolá, Lucía Fernández y Georgina García, que con su incansable trabajo han conseguido que no se note mi ausencia en la primera línea de batalla.

A Jorge Alonso, que participó en lo que fue el embrión de este trabajo.

A Carlos Labaig, que compartió su despacho conmigo todas las horas que he dedicado a estudiar y escribir, resolviendo todos los problemas y dudas informáticas que fueron surgiendo, y fueron muchas.

A Pepe Amengual, entrañable amigo de los tiempos jóvenes que el destino ha tenido a bien acercarme de nuevo.

A todos los demás que no nombro y que convierten a esta unidad en una gran familia bien avenida.

A Ángel Vicente Escuder, del Instituto de Tecnología de los Materiales de la Universidad Politécnica de Valencia, por su inestimable ayuda en la realización de la parte experimental, por su amabilidad y disposición.

A Rafael Gálvez, del Departamento de Estomatología, por su imprescindible guía en el complejo mundo de la burocracia, necesaria para culminar la presente investigación.

DEDICATORIA

A mis amigos, uno de mis bienes más preciados, y responsables de la mayoría de los mejores momentos vividos.

A mi madre, le habría encantado compartir estos momentos conmigo.

A mi padre, que a sus 82 años todavía sigue cuidándome.

A mis hijos, Adriana y Nicolás, la razón diaria por la que intento ser mejor.

A Vivi, mi amor, mi ilusión, mi motor, mi fin último.

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

CAD-CAM: *Computer-Aided Design – Computer-Aided Manufacturing*. Diseño y manufactura asistido por ordenador.

RAE: Real Academia Española.

CR: *Contrast Ratio*. Índice de contraste.

GPa: Gigapascal.

MPa: Megapascal.

BIS-GMA: Bisfenol-A-glicidil metacrilato.

µm: micrómetro.

TEDGMA: Trietileno glicol metacrilato.

UDMA: Uretano dimetacrilato.

HEMA: Hidroxietil metacrilato.

MDP: 10 Metacriloiloxidecilhidrógeno fosfato.

BIS-EMA: Bisfenol-A-polietilen glicol dieter.

RNC: resina nanocerámica.

PICN: *Polymer-infiltrated ceramic network*. Matriz cerámica infiltrada por polímero.

N: Newton.

mm: Milímetro.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	9
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	13
2.1. Cerámicas dentales	15
2.1.1. Definición	15
2.1.2. Desarrollo histórico	16
2.1.3. Características	17
2.1.4. Clasificación	21
2.1.4.1. Cerámicas de silicatos	21
2.1.4.1.1. Feldespáticas convencionales	21
2.1.4.1.2. Feldespáticas de alta resistencia	22
2.1.4.2. Cerámicas de óxidos	24
2.1.4.2.1. Cerámicas de óxido de aluminio o alúmina	24
2.1.4.2.2. Cerámicas de óxido de circonio	25
2.2. Resinas compuestas	27
2.2.1. Evolución histórica	27
2.2.2. Cementos de resina compuesta	32
2.3. Materiales híbridos	34
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	39

4. MATERIAL Y MÉTODO43
4.1. Material46
4.2. Método60
4.2.1. Ensayo de carga de cizalla60
4.2.2. Microscopía óptica58
4.2.3. Metodología estadística61
5. RESULTADOS65
5.1. Ensayo de cizalla y análisis del tipo de fractura67
5.1.1. Ensayo de cizalla67
5.1.2. Análisis del tipo de fractura75
5.1.3. Resistencia a la fractura según el tipo de fractura79
6. DISCUSIÓN83
6.1. Discusión de los materiales85
6.2. Discusión del método95
6.3. Discusión de los resultados98
6.3.1. Discusión de los resultados del ensayo de cizalla98
6.3.2. Discusión de los resultados del análisis con microscopía óptica del tipo de fallo113

7. CONCLUSIONES117
8. BIBLIOGRAFÍA121

1. INTRODUCCIÓN

La evolución de todos los campos de la Odontología está haciendo hincapié en la conservación de la estructura dental como uno de los principios terapéuticos más importantes, de manera que el concepto “Odontología mínimamente invasiva” ha tomado gran protagonismo (Magne, 2004). La Prostodoncia no es una excepción a esta máxima de trabajo, ya defendida por Shillingburg en los años setenta (Shillingburg, 1976). Por ello, hoy en día, recomendamos el uso de restauraciones más respetuosas con el tejido dental, en aquellos casos que sea posible, frente a restauraciones de recubrimiento total (coronas completas) (Vailati, 2008).

La imagen del diente intacto es actualmente el punto de referencia para toda restauración (Magne, 2007). El diente es un equilibrio perfecto de factores mecánicos, biológicos, funcionales y estéticos, todo ello debido a la perfecta conjunción biomecánica de sus componentes, siendo el esmalte, por su dureza, el armazón que protege a la dentina, y ésta, con su elasticidad, el componente amortiguador, que compensa la fragilidad inherente del esmalte (Magne, 2002, 2004).

Como nueva filosofía interdisciplinaria surge el principio de la biomimética (Magne, 2007). Se encarga de estudiar la manera de procesar nuevos materiales conforme a la fisiología de la cavidad oral, así como de restaurar el tejido dental afectado imitando su biomecánica, estructura, anatomía y estética original (Magne, 2004; Magne 2007). Esta filosofía de tratamiento busca devolver al completo la función a todo diente cuya estructura haya sido alterada.

La creciente demanda de tratamientos dentales estéticos y la investigación a lo largo de las décadas, han permitido que, hace ya años, podamos recurrir a distintos materiales cerámicos libres de metal y sean considerados el patrón de referencia a la hora de resolver

los casos en los que la estética es una prioridad. Pero ello no significa que estas restauraciones cerámicas estén libres de problemas y que no aparezcan fracasos debido a que las propiedades físicas y mecánicas de la porcelana difieren de las del diente natural sobre el que se coloca.

De ahí que la investigación continúe, y gracias al incesante avance tecnológico se han desarrollado nuevos materiales, así como nuevos procedimientos de manufactura cuyos resultados ponen a nuestra disposición novedosas soluciones terapéuticas que facilitan el cumplimiento de la premisa de conservación de la estructura dental sana antes mencionada, y la sustitución de la pérdida dentaria por materiales lo más semejantes posibles a los originales.

De todos estos avances destacamos dos, que están influyendo de una manera determinante en la terapéutica protodóntica: los nuevos materiales restauradores y la adhesión.

En primer lugar, la aparición de nuevos materiales, como es el caso de los compuestos híbridos objeto de este estudio, que aúnan las ventajas que presentan las resinas compuestas y las porcelanas (Touati, 1996). Así mismo, su procedimiento de elaboración mediante técnicas de CAD-CAM, permite obtener restauraciones protodónticas completas (coronas) y parciales (facetas, inlays, onlays y overlays). Esta tecnología parece aportar una precisión y reproductibilidad excelentes (Fasbinder, 2013).

En segundo lugar, la mejora sustancial de las técnicas de adhesión a esmalte y dentina hacen posible la colocación de restauraciones sobre los dientes de manera segura sin necesidad de recurrir a la retención mecánica (Blatz, 2003; Padrós, 2009). La necesidad de elaborar preparaciones con geometrías que favorezcan la retención obliga

en muchos casos a sacrificar estructura dental sana. Sabemos hoy en día que las fuerzas de adhesión que se obtienen entre diente y diversos materiales de restauración son capaces de soportar las cargas fisiológicas funcionales del aparato estomatognático con unas tasas de éxito clínico elevadas (Magne, 2003).

El desarrollo de los sistemas adhesivos ha permitido unir al diente estas restauraciones, entendiendo por adhesión la unión íntima que se produce entre dos materiales de diferente naturaleza química (Blatz, 2001; Román, 2010). Una buena unión restauración-diente incrementa la resistencia de la misma, disminuye la posibilidad de fractura del diente, mejora el sellado marginal de la restauración evitando caries secundarias y cambios de color del cemento, y disminuye la posibilidad de descementados en casos de muñones cortos o de tallados expulsivos (Sadan, 2005).

La unión restauración-diente posee dos interfases. Por un lado, existe una interfase restauración-cemento, y por otro la interfase cemento-diente. En este estudio nos ocuparemos de la interfase restauración-cemento.

La adhesión a las cerámicas de silicatos ha sido ampliamente avalada por numerosos estudios desde hace más de 25 años (Haster, 1991), y en la última década también ha sido sometida a examen la unión de las cerámicas de óxidos (Atsu, 2006; Mehta, 2010). También se ha estudiado mucho la unión de las restauraciones indirectas de resina al diente (Fasbinder, 2011). La reciente aparición de compuestos híbridos requiere, tanto el estudio del propio material como de la unión del mismo, mediante cemento, al diente.

Los cementos de resina son los indicados en la actualidad para cementar las restauraciones ya sean cerámicas o de composite (Özcam, 2001; Hummel, 2004; Attia 2006; Duarte 2008; Fuentes, 2013).

Por todo lo anteriormente expuesto, el presente trabajo de investigación trata de comparar la fuerza de adhesión de las bien conocidas restauraciones cerámicas con dos grupos de restauraciones de materiales híbridos de reciente aparición, utilizando diferentes cementos de resina.

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Procederemos, a continuación, a revisar diferentes conceptos acerca de los materiales que van a ser analizados en el presente trabajo.

2.1 CERÁMICAS DENTALES.

2.1.1 Definición.

Tal y como señala el Diccionario de la Real Academia Española (RAE), la cerámica (del griego *keramike*) consiste en el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades. En cambio, porcelana (del italiano *porcellana*) define el producto final obtenido, refiriéndose a esa especie de cerámica vítrea fina, transparente, clara y lustrosa, inventada en China e imitada en Europa, compuesta por la mezcla de tres minerales naturales: arcilla blanca (caolín), cuarzo y feldespato (Fons, 2001).

Es habitual encontrar en Odontología la utilización de los dos términos de modo indistinto, aunque no significan exactamente lo mismo. En general se asocian con la palabra cerámica las propiedades derivadas de la experiencia cotidiana; “cerámica” son las vajillas, los sanitarios, las baldosas, los ladrillos y, también, las porcelanas. Este último término, sin embargo, debería reservarse para definir al producto final obtenido cuando los distintos elementos antes citados se introducen en un horno para obtener unas características finales determinadas. Así, según la *International Organization for Standardization*, organismo internacional que dicta las normas ISO, la cerámica dental puede definirse como aquel “material inorgánico, no metálico, que, cuando se procesa de acuerdo a las instrucciones del fabricante, está especialmente preparado para formar la

totalidad o una parte de una prótesis o restauración dental“, mientras que la porcelana dental es “aquella cerámica dental predominantemente vítrea que se utiliza principalmente para aspectos estéticos en una prótesis o restauración dental” (*International Organization for Standardization*, 2008a). Podríamos decir que todas las porcelanas son cerámicas, pero no todas las cerámicas son porcelanas.

2.1.2 Desarrollo histórico.

Aunque pueda parecer sorprendente, en el uso de la cerámica en Odontología, la corona completa de porcelana, conocida con el nombre de *jacket* desde hace más de un siglo, es, históricamente, anterior a la ceramometálica (Spear, 2008).

Así pues, fue en 1903 cuando Land realizó la primera corona totalmente cerámica (Land, 1903); eran estas unas restauraciones complejas de realizar y muy débiles, probablemente por los defectos en los cementos que existían entonces. No es hasta más de medio siglo después que apareció la primera gran modificación a estas coronas cerámicas primitivas y abrió la puerta a futuras líneas de investigación: McLean introdujo, en 1960, las coronas de cerámica reforzada con alúmina (McLean, 1967). Con unas y otras no se conseguían valores suficientemente altos de resistencia como para ser usados de un modo seguro en el campo odontológico. Hacia mediados de los 80, Leempoel refiere, en un estudio *in vivo*, un 25% de fracasos a los 11 años en las *jackets* realizadas en sector anterior y porcentajes aún mayores en sectores posteriores (Leempoel, 1985).

A causa de la escasa resistencia a la fractura que presentaban estas primitivas coronas cerámicas, las restauraciones con cofia metálica o metal cerámica, han sido, desde el momento de su aparición, en la década de los 50 del siglo pasado, el verdadero patrón de

referencia utilizado en prótesis fija (Pospiech, 2002). Hacia 1950 se modifica la composición de las porcelanas dentales para aumentar el coeficiente de expansión térmica, lo cual permite su unión con las aleaciones de oro para confeccionar coronas y puentes con cofia metálica. Con este avance, surgen las primeras restauraciones ceramometálicas.

Uno de los avances más significativos en la resistencia de las coronas cerámicas lo aportan, de un modo independiente, dos grupos de investigadores, Horn (Horn, 1983) y Simonsen y Calamia (Simonsen, 1983; Calamia, 1983), paradójicamente en el campo de la adhesión y no de los materiales cerámicos: la cerámica grabada con ácido fluorhídrico se adhiere de modo excelente al esmalte grabado.

A partir de estos importantísimos avances, los materiales cerámicos han evolucionado notablemente, sobre todo en los últimos 20 años: alúmina, circonita, alúmina reforzada con circonita, espinela con aluminio y magnesio, disilicato de litio,... se han incorporado ampliando de manera significativa las opciones en cuanto a materiales del odontólogo restaurador permitiendo que, de nuevo, las coronas de cerámica puedan disputar en igualdad de condiciones el título de material más utilizado en el campo de la prótesis fija.

2.1.3 Características.

Las porcelanas poseen una serie de características que convierten a este material en algo único, lo que ha llevado a que su uso se haya extendido en muy diversos campos. En el campo biomédico, dichas cualidades son las siguientes:

a. **Estética:** La RAE la define como la armonía y apariencia agradable a los sentidos desde el punto de vista de la belleza. La consecución de resultados estéticos es una de las

premisas que ha tomado más importancia en el campo de la Odontología, convirtiéndose en una exigencia y en uno de los índices que marcan el éxito de un tratamiento. En este apartado vamos a hacer referencia a aquellas cualidades de la porcelana que la hacen óptima en el cumplimiento de dichas exigencias estéticas.

La estética es un concepto subjetivo y, como tal, difícil de definir. En Odontología, la aproximación a este concepto la podemos encontrar en el grado de translucidez que poseen las distintas porcelanas. Cuando tenemos un sustrato de color claro, nos interesa utilizar porcelanas tan translúcidas como sea posible, ya que ello permitirá que la dentina subyacente refleje los rayos de luz (Morig, 1996). Cuando el pilar está teñido o existen restauraciones metálicas en su contorno, lo ideal es realizar una cofia con materiales más opacos, que oculten el color indeseable, y recubrir ésta con una porcelana más translúcida en superficie.

La mayor o menor translucidez de la porcelana va a depender de la composición, cantidad y tamaño de los cristales de la matriz (Heffernan, 2002; Baldissara, 2010). Esta propiedad se puede calibrar mediante el índice de contraste o CR (*Contrast Ratio*), que es el cociente existente entre los rayos de luz reflejados al chocar con la superficie del material y todos los que llegan a la misma. Decimos entonces que un material es opaco cuando este índice es 1. Cuanto más nos alejemos del valor 1 más translucido será un material, lo cual facilitará en gran medida conseguir el mimetismo de las restauraciones.

La mayoría de las cerámicas tienen un índice de contraste muy favorable, siendo las mejor situadas las cerámicas de silicatos; por el contrario, las de óxidos son las que están más próximas al 1.

Otras propiedades como la fluorescencia o el brillo, sumadas a la translucidez que ya hemos comentado, hacen de las porcelanas el material idóneo para conseguir restauraciones estéticas mimetizadas en el entorno dental.

b. Biocompatibilidad: Un material es considerado biocompatible si, ubicado en un organismo vivo, no provoca alteraciones de la funcionalidad metabólica y de los procesos fisiológicos normales del organismo. La norma ISO 10993 especifica la necesidad de una evaluación preclínica de la biocompatibilidad de los dispositivos biomédicos utilizados en Odontología (Anderson, 1998).

No existen estudios que demuestren efectos adversos de las porcelanas en la cavidad oral: ni alergias, ni citotoxicidad, ni sensibilidad, ni potencial mutágeno, ni hemólisis. Por tanto, podemos considerar a las porcelanas como material inerte en la cavidad oral (CRA Newsletter, 2004)

c. Resistencia a la flexión: También conocido como módulo de Young, representa la pendiente de la curva tensión-deformación. En ella, la magnitud de la deformación es proporcional a la carga aplicada; para un mismo material la relación entre los valores de carga y deformación resulta una constante. Los módulos altos representan los materiales muy rígidos y los bajos a los materiales con posibilidad de flexión. Se puede representar en gigapascales (GPa) aunque también es frecuente representarlo en megapascales (MPa). 1 MPa representa la tensión que ejerce 1 newton por milímetro cuadrado de superficie.

Al igual que ocurría con la translucidez, encontramos una importante diferencia en la resistencia a la flexión según el tipo de porcelana a la que nos refiramos: las cerámicas de óxidos presentan resistencias muy elevadas, mientras que las de silicatos tienen valores más discretos. Detallamos a continuación los valores de esta resistencia de las porcelanas

más comúnmente empleadas (Seghi, 1995; Wagner, 1996; Pröbster, 1997; Touati, 2000; Suárez, 2000; Fons, 2001; Fons, 2002; Álvarez, 2003; Guazzato, 2004a; Raigrodski, 2004; White, 2005; Agustín-Panadero, 2011a; Agustín-Panadero, 2011b):

- o IPS Empress® (Feldespática): **168 MPa.**
- o In-Ceram Spinell® (Aluminato de Mg): **378 MPa.**
- o IPS e.max® Press/Cad (Feldespática): **415 MPa.**
- o In-Ceram Alúmina® (Óxido de Al): **446 MPa.**
- o Procera Alúmina® (Óxido de Al): **560 MPa.**
- o In-Ceram Zirconia® (Óxidos de Al y Zr): **604 MPa.**
- o DC-Zircon® (Óxido de Zr): **950-1200 MPa.**

Estas cifras, unido a que las porcelanas tienen un módulo de elasticidad alto, las convierte en un material muy rígido, algo que consideramos una desventaja.

d. Resistencia al medio oral: únicamente las porcelanas de silicatos son atacadas por ácidos fuertes, como el ácido hidrofúrico o el ortofosfórico, y bases como la sosa, elementos que obviamente no encontramos en el medio oral. Por tanto, su resistencia al medio oral es óptima.

e. Aislamiento térmico: la conductividad térmica es un coeficiente que mide el potencial de aislamiento térmico de un material. Las porcelanas poseen valores muy bajos de este coeficiente, siendo 100 veces menor que el del acero o 400 veces menor que el del aluminio.

f. Radiolucidez: en este caso volvemos a encontrar diferencias importantes según el tipo de porcelana: las porcelanas feldespáticas son radiolúcidas, mientras que las de

óxidos son radiopacas. En las feldespáticas podremos detectar problemas en los muñones, mientras que en las de óxidos podremos valorar radiográficamente el ajuste marginal de estas restauraciones.

g. **Estabilidad del color:** el color de las porcelanas se mantiene inalterable al paso de los años debido a su baja porosidad, que evita que se retengan en su superficie sustancias que puedan teñirla.

h. **Resistencia a la abrasión:** es muy elevada en las porcelanas, lo que proporciona a estas restauraciones durabilidad y estabilidad en cuanto a la integridad morfológica.

2.1.4 Clasificación.

El criterio más utilizado a la hora de llevar a cabo una clasificación de las porcelanas es su composición, debido a que es el que más repercusión va a tener a la hora de seleccionar el tipo de porcelana a utilizar en cada restauración. Son los distintos componentes de este material los que van a aportar diferentes características.

Distinguimos dos grandes grupos: cerámicas de silicatos y cerámicas de óxidos.

2.1.4.1 Cerámicas de silicatos.

Las cerámicas de silicatos están compuestas por tres elementos: cuarzo, feldespato y caolín, en los que el componente fundamental es el dióxido de silicio (Solá, 1997). Son materiales heterogéneos compuestos de cristales inmersos en una fase vítrea (Tinschert, 2001). Se puede cifrar en torno a un 46% de cuarzo y un 11-17% de alúmina. Dentro de este grupo distinguimos a su vez dos subgrupos:

2.1.4.1.1 Feldespáticas convencionales.

Son las porcelanas más antiguas y se utilizan desde 1886 para la confección de coronas completas de cerámica sobre hoja de platino (Land, 1903). Son porcelanas muy translúcidas (índice de contraste o CR de 0,6) lo que las convierte en las más estéticas siempre y cuando el sustrato sobre el que asientan sea favorable (Heffernan, 2002). Como contrapartida, son porcelanas frágiles, con una resistencia flexural de 56-144 MPa. Por ello, su uso está restringido como material de recubrimiento de cofias metálicas o cerámicas de alta resistencia, como frentes laminados e incrustaciones en casos de oclusión favorable (Román, 2006).

2.1.4.1.2 Feldespáticas de alta resistencia.

Son porcelanas que también ofrecen un resultado estético muy bueno, con un índice CR de 0,64. Presentan una resistencia a la fractura mucho mayor que las convencionales, con una resistencia flexural por encima de los 400 MPa.

Entre ellas, una de las primeras en aparecer fue la porcelana IPS Empress[®] (Ivoclar-Vivadent), que ha ido evolucionando hasta llegar a la actual IPS e.max[®] Press/CAD, en la que se han mejorado sus propiedades físicas.

La cerámica IPS Empress[®] fue presentada en 1990. Está compuesta por un 63% de SiO₂ y un 18% de Al₂O₃ con una resistencia a la fractura de 160-300 MPa. Este aumento con respecto a las porcelanas feldespáticas convencionales es debido a la incorporación de leucita y al procedimiento de fabricación de inyección por presión.

En 1999 se presentó el sistema IPS Empress II[®], que consta de dos porcelanas: una de alta resistencia para la fabricación de la cofia interna compuesta por un 57-80% de óxido de sílice, un 11-19% de óxido de litio y un 0,5% de óxido de alúmina, con un 60% de su volumen cristalizado, obteniéndose una resistencia a la flexión de 450 MPa. Sobre

esta cofia se montaba otra porcelana de recubrimiento feldespática que incorporaba fluorapatita, de muy baja temperatura de sinterización, por técnica de capas y con una resistencia a la flexión de 80-120 MPa. Este conjunto conseguía ajustes marginales de 59-99 μm (Solá, 1999), era muy estética y translúcida; con ella se podían confeccionar todo tipo de restauraciones, incluidos puentes anteriores de 3 unidades, aunque con limitaciones, puesto que algunos estudios demostraron una tendencia a la fractura a nivel de los conectores entre pónico y pilar (Zimmer, 2004; Lagos, 2006; Marquardt, 2006).

En 2005 se lanza el sistema IPS e.max[®], de gran versatilidad, puesto que permite la elaboración de todo tipo de restauraciones mediante distintas técnicas de procesado: CAD-CAM, inyección por presión, cofia interna más técnica de capas, monolíticas. En todas ellas es la técnica de fabricación de los bloques mediante colado masivo que previene la formación de defectos y la formación de cristales de metasilicato de litio, una cristalización parcial que permite ser tallado fácilmente por las fresadoras. Tras el fresado se atemperan las restauraciones obteniendo la cristalización total, formándose los cristales de disilicato de litio, lo que le confiere la alta resistencia: 360 ± 60 MPa, una dureza Vickers de 5800 ± 100 MPa, y un módulo de elasticidad de 95 ± 5 GPa (Bindl, 2006). Los bloques para la elaboración de restauraciones mediante técnica de CAD-CAM presentan 4 niveles distintos de traslucidez, dando lugar a restauraciones monolíticas de alta resistencia que permiten un alto acabado estético mediante maquillaje o técnica *cut-back* (Fasbinder, 2010). Está indicada para la confección de coronas totalmente cerámicas en dientes anteriores y posteriores, restauraciones parciales anteriores y posteriores, así como para puentes anteriores de tres unidades (Reich, 2010), este último supuesto con

limitaciones, ya que algunos estudios presentan una tasa de fractura de dichos puentes del 25% (Lagos, 2006), tal y como hemos mencionado anteriormente.

2.1.4.2 Cerámicas de óxidos.

Están compuestas fundamentalmente por óxido de aluminio o dióxido de circonio, que son óxidos simples, así como de otros complejos como ferritas o espinelas. Las cerámicas de óxidos para uso dental se obtienen añadiendo a estos óxidos elementos que ayudan a su estabilización como boruro, carburo, nitruro, siliciuro, titanio e itrio. La gran resistencia a la fractura que presentan se debe a que están compuestas fundamentalmente por partículas cristalinas con un elevado módulo de rotura, que actúan evitando la progresión de las microfracturas, y la nula o casi nula fase vítrea, que siempre representa la parte débil del sistema (Tinschert, 2001).

Las porcelanas de óxidos son estéticamente inadecuadas debido a su alta opacidad o alto CR, por lo que requieren de una porcelana feldespática de recubrimiento que las haga aptas para su uso en el sector anterior (Kern Manfred, 2005), aunque actualmente se realizan restauraciones monolíticas para el sector posterior (Ereinfej, 2011).

Dentro de las porcelanas de óxidos distinguimos dos grupos:

2.1.4.2.1 Cerámicas de óxido de aluminio o alúmina.

- **In-Ceram Alúmina®**: Fue desarrollada por Sadoun en 1998 para la casa VITA (Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania). Compuesta por un 85% de óxido de aluminio con un infiltrado de vidrio coloreado de lantano que se difunde entre los cristales de alúmina. Su resistencia a la flexión es elevada, entre 380 y 600 MPa, su translucidez es moderada, por lo que está indicada para la elaboración de estructuras internas que deben

ser recubiertas de porcelana feldespática con las que obtener coronas y puentes anteriores de 3 unidades. Este material goza de una amplia experiencia clínica, demostrando ajustes marginales entre 38 y 161 μm (Perelmutter, 1993; Vult, 2005; Kaiser, 2006). La técnica de procesamiento de esta cerámica puede ser la sinterización “slip-casting” (infiltrado de vidrio para cerrar todos los intersticios entre cristales) o por técnica CAD-CAM.

- **In-Ceram Spinell[®]**: es una evolución de la anterior, consistente en la incorporación de un óxido mixto de magnesio y aluminio, con el fin de mejorar su translucidez, pasando a tener un CR de 0.67 frente al 0,87 de su predecesora, aunque ello va en detrimento de su resistencia mecánica (Probster, 1993).

- **In-Ceram Zirconia[®]**: Desarrollada por la misma casa que las anteriores en el año 1995. Se le incorpora al óxido de aluminio un 33-35% de óxido de circonio lo que le aporta un aumento considerable de su resistencia a la flexión (750-800 MPa), pero en detrimento de la translucidez, alcanzando un CR de 1.

- **Procera All-Ceram Alúmina[®]**: compuesta por un 99,9% de óxido de aluminio, fue desarrollada por Andersson y Oden en 1993 para la casa Nobel Biocare. Ofrece una elevada resistencia a la flexión (687 MPa) así como un buen ajuste marginal, que oscila entre 38 y 120 μm y una translucidez de 0,72 de CR (Suárez, 2003). Se pueden confeccionar con este material frentes laminados, incrustaciones, coronas y puentes de hasta tres unidades, todo ello mediante técnica CAD-CAM, existiendo una amplia experiencia clínica, fundamentalmente en restauraciones unitarias (Smedberg, 2001; Ödman, 2001; Fradeani, 2005).

2.1.4.2.2. Porcelanas de óxido de circonio.

El circonio (Zr) es el octavo metal más común en la corteza terrestre, y se encuentra formando parte de minerales como el silicato de circonio o circón ($ZrSiO_4$) y el dióxido de circonio o circona (ZrO_2). Este último es que se utiliza en Odontología (Villarreal, 2007). Su primer uso en Medicina tiene lugar en el campo de la Traumatología, como material de sustitución ósea en cirugía de cadera (Kern Manfred, 2005).

La circona se presenta de tres formas o configuraciones cristalográficas diferentes según la temperatura a la que se encuentre. La monoclinica es la forma que presenta la circona a temperatura ambiente hasta los $1.170^{\circ}C$. A partir de esa temperatura pasa a la forma tetragonal, la configuración más resistente mecánicamente, y por encima de los $2370^{\circ}C$ alcanza la forma cúbica, siendo la temperatura de fusión $2680^{\circ}C$ (Vagkopoulou, 2009). Frente a zonas de alto estrés mecánico como es el comienzo de una grieta, la circona estabilizada en fase tetragonal mediante el dopaje de itrio pasa de forma tetragonal a monoclinica, produciéndose un aumento de volumen lo que supone la aparición de fuerzas de compresión en el punto de la fractura, aumentando así la resistencia de este material (Gonzalo, 2007). Se alcanza así una resistencia a la flexión de 900-1500 MPa (Ashizula, 1988; Hauptman, 2000). Al dióxido de circonio se le añaden otros elementos con el fin de estabilizarlo en la fase tetragonal, lo que aumenta su resistencia a la corrosión y al envejecimiento. Los más utilizados para ello son el óxido de itrio y el óxido de aluminio, obteniendo un producto al que se denomina Y-TZP-A: policristales tetragonales de circonio estabilizados con óxido de itrio adulterados con alúmina (Kelly, 2008).

Además de la magnífica resistencia a la flexión que ofrece, la circona aporta otras características ventajosas a la hora de fabricar restauraciones prostodónticas, como su

buen ajuste marginal, que oscila entre 50 y 100 μm (Coli, 2004) y se consigue gracias al proceso de elaboración CAD-CAM, baja conductividad térmica, muy buena biocompatibilidad, así como una buena estética aún a pesar del alto grado de opacidad, gracias a la cerámica de recubrimiento que se coloca en la inmensa mayoría de restauraciones fabricados con circonita. Esta circunstancia es la responsable de la aparición del mayor problema que presenta este material: la delaminación o *chipping* de la porcelana de recubrimiento (Schley, 2010). La mayoría de autores cifran el porcentaje de fracaso por delaminación en un 10-15% (Agustín-Panadero, 2012), alcanzando un 50% en algunos estudios (Pospiech, 2011), lo que ha propiciado el desarrollo de las restauraciones de circonita monolítica, para su uso en los sectores posteriores de la cavidad oral donde las fuerzas masticatorias son mayores y los requisitos estéticos no son tan elevados (Raigrodsky, 2006; Sailer, 2007).

2.2 RESINAS COMPUESTAS.

2.2.1 Evolución histórica.

Las resinas compuestas surgen en Odontología en los años 40 del siglo pasado con la intención de sustituir a los silicatos, que eran los materiales utilizados para las restauraciones estéticas y que presentaban numerosos inconvenientes: importante contracción de fraguado, poca resistencia a la tracción y toxicidad pulpar (Albers, 1988).

Las primeras resinas utilizadas eran autopolimerizables, que ya no necesitaban calor para su curado, únicamente la reacción química de la mezcla de un polvo formado por un polimetacrilato y peróxido de benzoilo como iniciador, junto con el líquido que contenía un monómero de metacrilato y un inhibidor que evitaba la polimerización espontánea.

Mejoraron la biocompatibilidad de los silicatos, pero seguían ofreciendo una resistencia insuficiente a las fuerzas de masticación, una elevada contracción de polimerización y un excesivo desgaste (Doyle, 1968). En un nuevo intento de superar esas deficientes propiedades mecánicas se le une a la matriz de resina una carga de partículas inertes con el fin de reducir la contracción de polimerización y aumentar la resistencia mecánica, surgiendo así lo que denominamos resinas compuestas o composites (Aurther, 1982).

La matriz de resina fue evolucionando, y es en 1956 cuando Bowen crea, a partir de resinas epoxi modificadas por ácido metacrílico, el Bis-GMA (bisfenol-A-glicidil metacrilato) también conocida como resina de Bowen (Bowen, 1956; Bowen 1961). Presenta, como novedades, un anillo aromático que aporta más resistencia y rigidez, presencia de grupos OH⁻ con los que se consigue adhesión y menor cantidad de dobles enlaces con lo que se consigue menor contracción de polimerización (Abadie, 1984). Esta resina, a la que se añadió silano como agente de acoplamiento con las partículas de relleno, empieza a ser utilizada como matriz de los composites. Desde entonces estas resinas han ido evolucionando, buscando la mejora de sus propiedades físicas, su comportamiento y manejo, con el fin de minimizar el mayor de los problemas que presentan: la contracción de polimerización.

La clasificación más utilizada para organizar las resinas compuestas es la que se basa en el tamaño de las partículas de relleno, presentada por Lutz y Phillips (Lutz, 1983). En esta clasificación se habla de composites de macrorrelleno, aquéllos cuyas partículas miden entre 0,1 y 100 μm , composites de microrelleno: partículas de 0,004 μm y composites híbridos, partículas de diferentes tamaños. A continuación, podemos observar un esquema cronológico de la evolución de las resinas compuestas (fig.1).

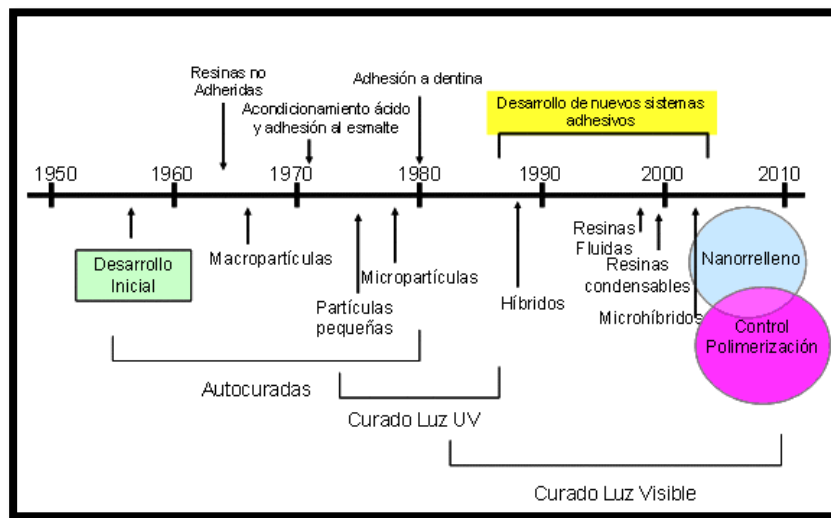


Fig. 1. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas en función de las partículas, polimerización y adhesión (Rodríguez, 2008).

Esta clasificación ha sido ampliada y modificada con el paso del tiempo por diferentes autores, siendo un interesante ejemplo la que propone Hirata (Hirata, 2012) y que desarrollamos a continuación:

- **Resinas de macropartículas:**

Son las primeras resinas que aparecieron en la década de los 70. Como su nombre indica, están compuestas de partículas de sílice de tamaño grande, hasta $50\mu\text{m}$. Este relleno supone entre el 60 y 70% del volumen total. Hoy en día ya no se emplean, puesto que presentaban dificultades de manejo y problemas de mantenimiento.

- **Resinas híbridas:**

Hay un cambio del tamaño de la partícula con el fin de mejorar el aspecto de las restauraciones: entre $0,5$ y $3\mu\text{m}$. La matriz orgánica que alberga estas partículas más pequeñas sigue siendo la misma. Con este menor tamaño de partícula se produce una

mejor distribución de las cargas aumentando la resistencia de estas resinas. También se pretende mejorar el pulido de las restauraciones, aunque no mantienen el mismo con el paso del tiempo.

- Resinas de micropartículas:

Sigue la reducción del tamaño de la partícula de sílice coloidal, siendo en este caso un descenso muy considerable: $0,004\mu\text{m}$. Pero la inclusión de estas partículas tan pequeñas en la matriz orgánica suponía un problema: la superficie de contacto aumenta en gran medida, necesitándose mayor cantidad de monómero, que no es recomendable. Para resolver este problema se fabrican partículas de carga prepolimerizada: se fabrica una pasta que contiene partículas de sílice coloidal de micro tamaño tratado con silano y unido al monómero; una vez polimerizada se tritura obteniendo partículas de entre 5 y $50\mu\text{m}$ que se vuelven a unir con más sílice coloidal y monómero. Con ello se obtienen composites con propiedades micrométricas que permiten obtener superficies muy lisas y de gran pulido dando lugar a restauraciones altamente estéticas.

- Resinas microhíbridas:

La novedad de estas resinas es la incorporación de, además de sílice coloidal, vidrios con metales pesados con un tamaño de partícula de $0,4-1\mu\text{m}$ además de aumentar la carga de relleno hasta el 75-80% de peso. Al haber mayor número de partículas y de tamaño más pequeño, se consigue una distribución más compacta que les otorgan propiedades físicas idóneas tanto para su uso en sectores posteriores como en zonas estéticas.

Aparecen con ellas nuevas presentaciones comerciales: los composites condensables y los fluidos, en función de la viscosidad de los mismos. Los de baja

viscosidad favorecen la adaptación de estas resinas a las paredes cavitarias, que se consigue disminuyendo el contenido inorgánico, lo que reduce su resistencia entre un 10 y un 40%. Es por ello que no se recomienda su uso sometidas a altas cargas masticatorias. Las resinas de alta viscosidad facilitan la restauración de puntos de contacto y las de aquellas zonas sometidas a grandes cargas masticatorias.

- Resinas compuestas de nanopartículas:

Las nuevas tecnologías han hecho posible la aparición de estas resinas cuyas partículas tienen un tamaño por debajo de los 100 nanómetros. Estas nanopartículas se encuentran agrupadas formando agregados o *clusters* con un tamaño medio de 0,6 μm , y que representan el 59% en volumen de carga, que le confiere una resistencia mecánica adecuada para soportar cargas masticatorias elevadas.

- Resinas a base de siloranos:

Estas resinas surgen en el año 2007 con el fin, una vez más, de mejorar el principal problema que presentan los composites y que no es otro que el desajuste marginal producto de la contracción de polimerización. Hasta ese momento todos los esfuerzos para minimizar esa contracción se habían centrado en el aumento de la carga inorgánica y la reducción de la matriz orgánica que es la responsable de este efecto indeseable. Por ello se presenta una nueva estructura denominada silorano para incluir en la matriz orgánica, y que consiste en un monómero en forma de anillo que al activarse sufre un proceso de apertura de su estructura cíclica inicial que lleva consigo una ganancia de espacio y por consiguiente una disminución significativa de la contracción de polimerización (Asmusen, 2005). Este material presenta un sistema de adhesión propio

que reduce los valores de microfiltración frente a los adhesivos convencionales (Barrientos, 2010).

Los composites pueden emplearse de manera indirecta, preparando las restauraciones en el laboratorio de manera manual o mediante tecnología CAD-CAM y obteniendo con ello una serie de ventajas: mejora del ajuste marginal al eliminar la contracción de polimerización en la cavidad oral, aumento del grado de conversión, mejora en la reproducción de la anatomía oclusal y de los puntos de contacto interproximales, y una mejora de las propiedades físicas y mecánicas (Soares, 2004).

2.2.2. Cementos de resina compuesta.

Los cementos utilizados en este estudio son todos cementos de resinas compuestas. El cemento de resina hace de interfase entre el material de restauración y el diente sobre el que se va a situar. Con ellos va a producirse una unión química entre cemento y material restaurador, y otra unión química entre cemento y diente. Esta adhesión proporciona varias ventajas: mejora del sellado marginal de las restauraciones, menor microfiltración, mejora de la resistencia de la restauración e incluso de la resistencia a la fractura del diente restaurado (Abbuod, 2003; Behr, 2003; Blatz, 2003; Sadan, 2005). Son considerados los cementos de elección para las restauraciones de porcelana (Luthy, 2005; Blatz, 2007; Re, 2008). Su adecuada viscosidad, su baja solubilidad, la formación de una fina película, así como unas buenas propiedades mecánicas sitúan a estos cementos como los más indicados para cementar restauraciones estéticas (Fonseca, 2012).

Son resinas compuestas fluidas de baja viscosidad. En su composición destaca una matriz de resina Bis-GMA (Bisfenol A-metacrilato de glicidilo), TEDGMA (Trietileno glicol metacrilato), UDMA (Uretano dimetacrilato) o HEMA (hidroxietilmetacrilato), y un relleno inorgánico como en las resinas compuestas, pero en menor cantidad con el fin de disminuir su viscosidad y aumentar su fluidez (Román, 2016).

Pueden ser, atendiendo a su mecanismo de fraguado, fotopolimerizables, autopolimerizables y duales. La indicación de un tipo u otro de cemento vendrá dado por el espesor de la restauración estética a cementar. Si se trata de restauraciones finas, el cemento será fotopolimerizable, puesto que la luz de polimerización penetrará a través de ella y provocará el fraguado total. Si, por el contrario, el espesor del material restaurador es mayor se recomienda cementos de composite de fraguado dual, que contengan un catalizador químico que asegure un fraguado completo del cemento (Román, 2010).

En cuanto al desarrollo histórico de estos cementos cabría destacar dos hechos. En primer lugar, la tendencia a incluir la resina MDP (10-metacriloiloxidecildihidrógenofosfato) en muchos cementos, debido a que dicho monómero parece que mejora los valores de adhesión. El MDP es un monómero de resina que posee una larga cadena orgánica hidrófuga con dos extremos; un extremo posee grupos vinilo que reaccionarán con los monómeros del cemento de resina cuando éste sea polimerizado. En el otro extremo, los grupos ester fosfato, hidrófilos, forman enlaces muy fuertes con los óxidos metálicos, tales como la alúmina (Al_2O_3) o la circonita (Zr_2O), o si fuera el caso, con el calcio de la hidroxiapatita (Mehta, 2010). El cemento de resina Panavia[®] fue el primero que introdujo esta molécula, en el año 1999 y ha ido evolucionando desde entonces hasta llegar al Panavia F2.0[®]. Éste es el cemento de resina

que posee una mayor concentración de la molécula MDP (Kern, 1998; Blatz, 2007; Koordaryan, 2017) y constituye un cemento de referencia, siendo éste el motivo de incluirlo en nuestro estudio.

En segundo lugar, la propuesta de utilizar como agentes cementantes los composites fotopolimerizables restauradores. Puesto que la viscosidad de las resinas compuestas es inversamente proporcional a la temperatura de las mismas, se ha propuesto el precalentado de dicho material a 55° C para poder ser utilizado como cemento de unión. La gran ventaja que aporta el uso de los composites restauradores es la disminución de la contracción de polimerización, debido a que tienen mayor porcentaje de relleno inorgánico que los cementos de composite convencionales, así como mejores propiedades mecánicas (Van Meerbeek, 1994; Magne, 2000). El aumento de la temperatura provoca una disminución de la viscosidad de las resinas compuestas, que da lugar una mayor humectancia, que permite una mejor adaptación marginal y menor formación de *gaps* (Wegner, 2008; Deb, 2011).

2.3. MATERIALES HÍBRIDOS

En la incesante búsqueda del material restaurador ideal, la industria odontológica ha puesto a nuestra disposición nuevos materiales, algunos de los cuales son objeto de estudio de este trabajo. Tal y como hemos señalado, las porcelanas dentales nos ofrecen una estética muy adecuada, pero al tener un módulo de elasticidad alto en comparación a la dentina, su comportamiento es muy diferente al del diente natural. Por otra parte, tenemos las resinas compuestas, que se comportan de una manera más similar a la del diente, pero presentan una resistencia menor, una abrasión mayor y unos resultados estéticos a medio plazo menos satisfactorios. La irrupción de los materiales híbridos

pretende sumar las características positivas de la porcelana y la resina, proporcionando al material el mayor parecido al diente que sea posible. La mayor parte de estos materiales se presentan en forma de bloques ya polimerizados o sinterizados para ser fresados mediante técnica CAD-CAM, que también puede aportar una serie de ventajas a las características de la restauración final.

Los primeros materiales híbridos desarrollados son los composites con relleno cerámico, como el Paradigm MZ100[®] (3M ESPE), que aparece en 2010. La novedad consiste en la incorporación de nanopartículas de circonia (ZrO_2) al relleno de sílice, alcanzando un 85% del volumen total en una matriz de Bis-GMA y TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) y presentado en un bloque polimerizado para ser fresado. Dos años después, la misma casa comercial presenta Lava Ultimate[®], con un 80% de relleno de micropartículas de circonia y sílice en forma de partículas sueltas y conglomerados (*nanoclusters*), de un tamaño de 0,6-1 μ m, que están formados por partículas de sílice de 20 nm y de circonia de 4-11 nm. Todas ellas están sometidas a un tratamiento con un agente de unión a base de silano para unirlos químicamente a la matriz polimérica. Este conjunto de partículas disminuye el espacio intersticial de la parte orgánica compuesta por dimetacrilato de uretano (UDMA) y bisfenol A polietileno glicol dieter (Bis-EMA) (Nguyen, 2013). El relleno inorgánico supone un 80% del peso total. Más recientemente han aparecido otros dos materiales de características similares: Cerasmart[®] (GC Corporation, Tokio, Japón) y Shofu Block HC[®] (Shofu Inc. Kioto, Japón). En ambos casos la casa comercial los denomina cerámicas híbridas, pero desde el punto de vista estructural no tienen las características de una porcelana. Tanto por su composición como por su estructura, una matriz de resina UDMA con un relleno disperso

de vidrio y partículas de sílice, debería incluirse en el grupo de los composites (Chen 2014; Awada, 2015). En la mayor parte de la bibliografía consultada este tipo de materiales se denominan resinas nanocerámicas (RNC) (Stawarzyck, 2012; Magne, 2014; Park, 2016). Las indicaciones clínicas de la resina nanocerámica Lava Ultimate® son la elaboración de restauraciones parciales tipo *inlays*, *onlays* y *veneers*.

Distinguimos un segundo grupo de materiales híbridos en bloque y que en lengua inglesa han sido denominados con las siglas PICN (Polymer-infiltrated ceramic network) y que traducimos como matriz cerámica infiltrada por polímeros (Sillas Duarte Jr, 2014). Este tipo de materiales están inspirados en la cerámica desarrollada por VITA en 1980 que se denominó In Ceram System®. Se obtiene mediante la infiltración de un entramado de cerámica de vidrio presinterizada con un monómero que se polimeriza posteriormente. Es, por tanto, estructuralmente muy diferente a las resinas nanocerámicas (RNC), puesto que los PICN poseen un andamiaje tridimensional de partículas cerámicas conectadas entre sí cuyos huecos son rellenos con resina. En cambio, en las RNC las partículas cerámicas están dispersas en una matriz de resina. La estructura de los PICN, muy similar a la de las cerámicas convencionales, distribuye mejor las fuerzas aplicadas sobre ella, por lo que mejora las propiedades físicas (Mainjot, 2016).

El primero de los PICN que apareció en el mercado es VITA ENAMIC® (VITA Zahnfabrik) en 2013. Fabricado con una estructura de doble red, VITA ENAMIC® está compuesto por una red dominante de cerámica porosa reforzada por una acción capilar con una matriz polimérica que constituye la segunda red, estando íntimamente ligadas. La estructura cerámica representa el 86% en peso del total y 75% del volumen y está compuesta por dióxido de silicio y óxidos de aluminio, sodio, potasio, y dióxido de

circonio (por debajo del 1%). El componente polimérico supone un 14% del peso y el 25% del volumen, compuesto de dimetacrilato de uretano (UDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA). Las indicaciones clínicas de VITA ENAMIC[®] son la elaboración de restauraciones completas individuales sobre dientes y sobre implantes, así como restauraciones parciales tipo *onlays*, *inlays* y *veneers*.

De todos los materiales presentados hemos decidido incluir en nuestro estudio dos materiales híbridos, uno de cada uno de los dos grupos mencionados, puesto que son los más novedosos del mercado y, por lo tanto, sobre los que existen menos estudios y menor experiencia clínica. De las resinas nanocerámicas hemos seleccionado Lava Ultimate[®] y de los PICN VITA ENAMIC[®]. Dado que estos materiales se presentan como una posible alternativa a la porcelana en la elaboración de restauraciones estéticas hemos incluido la cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD[®] como referencia, puesto que es un material ampliamente contrastado y con una extensa experiencia clínica. Existen otros muchos materiales similares que forman parte de otros estudios que se están llevando a cabo por el grupo de trabajo de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

JUSTIFICACIÓN.

Tal y como reseñamos en la introducción, una de las principales metas cuando realizamos restauraciones en prótesis fija es la conservación de tejido dentario. Por ello, se ha extendido el uso de restauraciones parciales que permitan devolver a los pacientes la estética y función perdidas, y que dichas restauraciones se mantengan en el tiempo.

En los últimos, años han aparecido nuevos materiales desarrollados específicamente para este tipo de restauraciones que, supuestamente, mejoran las características de los que han sido utilizados hasta ahora, la porcelana y las resinas compuestas.

La razón que nos ha llevado a plantear el presente estudio ha sido la de intentar aportar nuevos datos y consideraciones sobre los materiales del estudio, especialmente en lo relativo a su adhesión y a su resistencia a la fractura.

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

Para determinar la capacidad de unión de los compuestos híbridos estudiados hemos planteado las siguientes hipótesis nulas:

1.- No existen diferencias entre la adhesión de los compuestos híbridos a diferentes cementos de resina compuesta y una porcelana feldespática de alta resistencia a este tipo de cementos.

2.- La resistencia a la fractura del complejo compuesto híbrido-cemento de resina compuesta no difiere del observado en el conjunto porcelana de alta resistencia-cemento de resina compuesta.

OBJETIVOS.

El objetivo general de este estudio fue analizar la fuerza de adhesión que se consigue entre los materiales híbridos ya citados y los cementos de composite de uso habitual en el cementado de este tipo de restauraciones.

Los objetivos específicos que nos planteamos para la realización de este trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Estudiar la fuerza de unión entre los compuestos híbridos seleccionados (Lava Ultimate® y Vita Enamic®) y diversos cementos de resina compuesta, mediante un ensayo de cizalla y utilizando distintos procedimientos de adhesión. Los datos obtenidos serán sometidos a un estudio estadístico con el fin de poder extraer conclusiones que pudieran indicarnos ciertas recomendaciones clínicas a la hora de cementar este tipo de restauraciones híbridas.

2. Tras el ensayo de cizalla, estudiar el tipo de fractura producida y la ubicación de la misma, en las muestras ensayadas, mediante microscopia óptica.

4. MATERIAL Y MÉTODO

Dado que el objetivo general de nuestra investigación era comprobar la adhesión de dos materiales híbridos y una cerámica de disilicato de litio a diferentes cementos de resina, decidimos utilizar los materiales que se describen a continuación para después ser evaluados mediante un test de cizalla con el que obtener los resultados que analizaremos estadísticamente.

De este modo, pasamos a describir, en primer lugar, los materiales empleados y, a continuación, la metodología del ensayo y el tratamiento estadístico utilizado para el análisis de los resultados.

4.1 MATERIAL

Nuestro modelo experimental consiste básicamente en un prisma de material restaurador y un cilindro de cemento de composite adherido.

MATERIALES EMPLEADOS

4.1.1 Bloques de material restaurador:

4.1.1.1 Cerámica de silicatos de alta resistencia IPS e.max[®] (Ivoclar-Vivadent).

4.1.1.2 Resina nanocerámica (RNC) Lava Ultimate[®] (3M ESPE)

4.1.1.3 Matriz cerámica infiltrada por polímeros (PICN) VITA ENAMIC[®] (VITA Zahnfabrik).

4.1.2 Máquina de corte Struers[®] (Struers ApS, Ballerup, Dinamarca), modelo MiniTom Type: 04436216. Serial N° 4431792. Esta máquina fue empleada para el corte de los bloques del material restaurador.

4.1.3 Cementos de composite:

4.1.3.1 Cemento de composite dual Variolink II[®] (Ivoclar-Vivadent).

4.1.3.2 Cemento de composite dual VITA Duo Cement[®] (VITA Zahnfabrik).

4.1.3.3 Cemento de composite dual RelyX Ultimate[®] (3M ESPE).

4.1.3.4 Cemento de composite dual Panavia F 2.0[®] (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japan).

4.1.3.5 Composite nanoparticulado Filtek® Z500 Universal Restorative (3M ESPE).

4.1.4 Cilindros de cobre huecos, para posicionar el material de restauración mediante su relleno de escayola. Sus medidas son 25 mm de diámetro y 50 mm de altura.

4.1.5 Escayola piedra tipo IV Elite® model Ivory (Zhermack S.p.A, Badia Polesine, Italy), con la que fijar el material restaurador dentro del cilindro de cobre.

4.1.6 Cilindros huecos de polietileno para la fabricación de los cilindros de cemento de composite, con unas medidas de 5mm de diámetro y 7 mm de altura.

4.1.7 Silicona de consistencia masilla Elite® HD+ (Zhermack S.p.A), para la fijación de los cilindros de polietileno en posición vertical mientras se rellenan de cemento de composite.

4.1.8 Material necesario para la preparación de superficie de los bloques de material restaurador:

4.1.8.1 Arenadora Cojet Prep® (3M ESPE).

4.1.8.2 Cojet Sand® (3M ESPE): polvo de óxido de aluminio recubierto de sílice de 30 micrómetros.

4.1.8.3 Gel grabador IPS® Ceramic Etching Gel (Ivovlar-Vivadent): ácido fluorhídrico al 4,9%.

4.1.8.4 Agente de unión a base de silano Monobond Plus (Ivoclar-Vivadent): metacrilato de silano.

4.1.9 Sistemas adhesivos:

4.1.9.1 Adhesivo monocomponente a esmalte/dentina Excite® (Ivoclar-Vivadent).

4.1.9.2 Adhesivo monocomponente a esmalte/dentina VITA A.R.T. Bond[®] (VITA Zahnfabrik).

4.1.9.3 Adhesivo monocomponente a esmalte/dentina Scotchbond Universal[®] (3M ESPE).

4.1.10 Lámparas de polimerización:

4.1.10.1 Lámpara de polimerización Led Woodpecker[®] (DTE, Michigan, EE.UU.), empleada para la polimerización inicial del cilindro de composite y el cementado del mismo sobre el bloque de material restaurador.

4.1.10.2 Máquina de polimerización Triad[®] (Dentsply, York, EE. UU.), utilizada para asegurar la polimerización completa del cilindro de composite y del cemento utilizado en la unión bloque- cilindro de composite.

4.1.11 Máquina para el precalentado de la resina de composite Filtek Z500 Universal Restorative ENA Heat[®] Composite Heating Conditioner, (Micerium S.p.A Italy).

4.1.12 Estufa P Selecta modelo 210 (JP SELECTA S.A. Barcelona, España) para simular las condiciones del medio oral durante 24 horas.

4.1.13 Máquina para ensayos dinámicos Shimadzu AG-X plus[®] (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón): con la que se realizarán los ensayos de cizalla.

4.1.14 Microscopio óptico Nikon[®] SMZ-10^a (Nikon, Tokio, Japón).

OBTENCION DE LOS ESPECÍMENES A ESTUDIAR

Cada espécimen de nuestro estudio se compondrá de:

A.- Un bloque de material restaurador (IPS. e-max CAD[®], VITA ENAMIC[®] o

Lava Ultimate[®]) de base cuadrada, de 6 mm de lado y 7 mm de altura que embutiremos mediante escayola piedra en un cilindro de cobre.

B.- Un cilindro de cemento de composite que cementaremos sobre el bloque de material restaurador.

A. Obtención de los prismas de material restaurador.

Comenzamos con el corte de los materiales de base, que son IPS e.max CAD[®], VITA ENAMIC[®] y Lava Ultimate[®], a partir de los bloques tal y como los comercializa el fabricante, obteniendo unos prismas de base cuadrada de 6 mm de arista y 7 mm de altura, de manera que tengamos suficiente superficie para adherir los cilindros de cemento de composite. Para ello empleamos la máquina de corte Struer[®] MiniTom (Fig. 2). Se prepararon 30 especímenes de cada uno de los materiales (Figs. 3, 4 y 5). En los de VITA ENAMIC[®] y Lava Ultimate[®] no es necesario realizar ninguna cocción previa mientras que los de IPS e.max CAD[®] deben ser sometidos a un tratamiento térmico mediante el cual este material alcanza sus propiedades físico-químicas óptimas, así como el color adecuado para su uso dental: inicialmente el bloque es de color morado y su dureza es mucho menor, lo que facilita su fresado en el proceso de elaboración de una restauración dental, y en este caso su corte (Fig.6).



Fig. 2: Corte de los bloques para obtener los prismas de material restaurador.

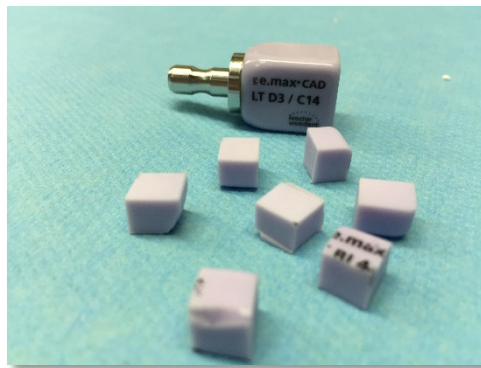


Fig. 3: Bloques de IPS e.max CAD® cortados.

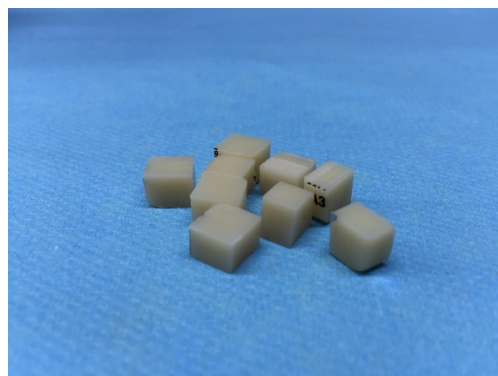


Fig. 4: Prismas de Lava Ultimate® cortados

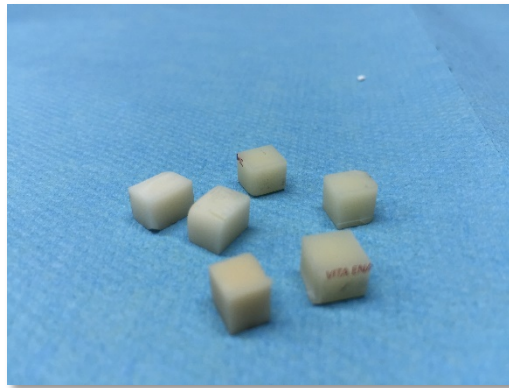


Fig. 5: Prismas de VITA ENAMIC® cortados.

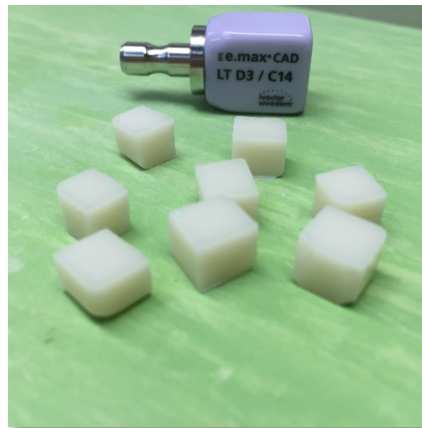


Fig. 6: Bloques de IPS e.max CAD® tras tratamiento térmico.

El siguiente paso consistió en incluir los 90 prismas obtenidos en escayola piedra, utilizando unos cilindros de cobre huecos de 25 mm de diámetro y 50 mm de altura, dejando a la vista la superficie del prisma que fue sometida al tratamiento que se ha determinado para cada material y sobre el que se adhirió el cilindro de composite correspondiente (Fig. 7). El diseño de este cilindro de cobre permitió ser fijado en la

máquina Shimadzu AG-X plus® con la que se llevó a cabo el ensayo de cizalla objetivo de este estudio (Fig. 8).



Fig. 7: Bloque de IPS e.max CAD® en el interior del cilindro de cobre para ser embutido en escayola.

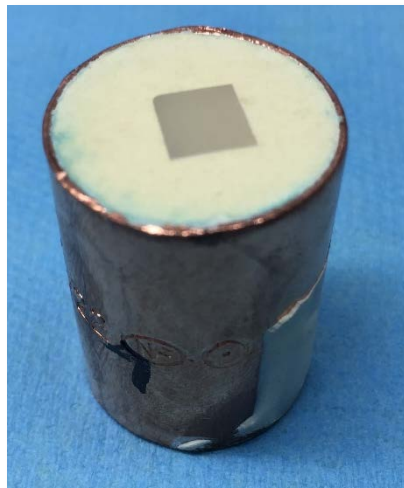


Fig. 8: Muestra de IPS e.max CAD® embutida en escayola con la superficie a la vista que va a ser tratada y sobre la que se adherirá un cilindro de composite.

B. Obtención de los cilindros de composite.

Por otra parte, se confeccionan 90 cilindros de composite: 10 de Variolink II[®], 10 de VITA Duo Cement[®], 10 de RelyX Ultimate[®], 30 de Panavia F2.0[®] y 30 de composite Filtek[®] Z500 Universal restorative. Para ello utilizamos unas cánulas de polietileno huecas de 5 mm de diámetro y 7 mm de altura (Fig. 9). Con el fin de mantener las muestras verticales y conseguir una superficie plana para adherir, fijamos dichas cánulas a una loseta de vidrio con silicona de consistencia masilla. Una vez este sistema está estable, procedemos a llenar las cánulas con el cemento de composite adecuado. En el caso de los cementos Variolink II[®], Panavia F.2[®], VITA Duo Cement[®] y RelyX Ultimate[®], procedemos con la mezcla de base y catalizador, ya que se tratan de cementos de polimerización dual, y a su inserción en la cánula con la ayuda de una jeringa. El composite Filtek[®] se aplica directamente con el compule en el que viene presentado y que previamente hemos precalentado a 50° C con la máquina de precalentado de composite ENA Heat[®] Composite Heating Conditioner, con el fin de aumentar su fluidez y facilitar el llenado de la cánula sin que aparezcan burbujas. A pesar de ello, la fluidez alcanzada no fue la suficiente, por lo que resultó necesario el uso de un instrumento condensador para conseguir especímenes uniformes sin burbujas que los debilitaran. Una vez rellenas las cánulas, se procedió (en todos los cementos) a la fotopolimerización inicial con una lámpara Led Woodpecker[®] durante 40 segundos y una polimerización posterior durante 4 minutos con la máquina de polimerización Triad[®], con la que aseguramos un fraguado completo.

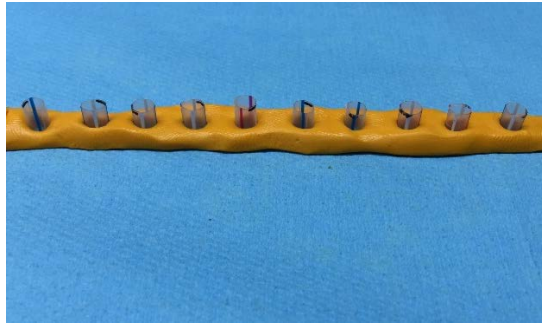


Fig. 9: Cánulas de polietileno fijadas con silicona para obtener los cilindros de cemento.

El siguiente paso consiste en el cementado de los cilindros de cemento de composite sobre los prismas de material restaurador que tenemos en los cilindros de cobre, obteniendo así los especímenes que fueron sometidos a ensayo (Fig. 10).



Fig. 10: Imagen del cilindro de composite cementado sobre el bloque de material.

La técnica de cementado de las dos partes descritas que constituyen el espécimen, debido a su diversidad, la explicaremos detalladamente cuando desarrollemos los grupos formados.

De la combinación de los diversos materiales restauradores y cementos obtuvimos los 9 grupos que van a ser ensayados con 10 especímenes por grupo, es decir $n=10$, y que detallamos a continuación:

Grupo 1: Cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD[®] + cemento de composite dual Variolink II[®].

En este grupo hemos unido 10 bloques de IPS e.max CAD y 10 cilindros de cemento Variolink II[®]. Para ello hemos seguido el protocolo de tratamiento de superficie recomendado por la casa comercial:

1-Grabado de la superficie cerámica con ácido fluorhídrico al 4,9% durante 20 segundos.

2-Lavado de la superficie con agua abundante y secado con jeringa de aire.

3-Aplicación mediante bastoncillos desechables de silano Monobond Plus[®], se deja 1 minuto y se seca con jeringa de aire.

4-Adhesivo: aplicación mediante bastoncillo desechable de una capa de adhesivo Excite[®] sin polimerizar sobre la superficie acondicionada del prisma de material restaurador.

5-Cemento: para proceder al cementado se utiliza el mismo material que el utilizado para fabricar el cilindro, en este caso Variolink II[®], aplicando una fina capa de cemento recién mezclado sobre la superficie del cilindro de cemento inmediatamente después de la aplicación del adhesivo y se posiciona sobre la superficie preparada del prisma de material restaurador. Se coloca sobre el cilindro de cemento una pesa de 1 kg de peso para asegurar una unión íntima entre ambos elementos. Se retiran los excesos de cemento con un pincel y se prepolimeriza durante 60 segundos con la lámpara de polimerización led Woodpecker[®]. Posteriormente se completa la polimerización en el interior de la máquina Triad[®] durante 4 minutos.

Grupo 2: Cerámica de disilicato de litio IPS emax CAD[®] + cemento de composite dual Panavia F2.0[®].

En este grupo hemos unido 10 bloques de IPS e.max CAD[®] y 10 cilindros de cemento Panavia F2.0[®]. Para ello hemos seguido el mismo protocolo de tratamiento de superficie que en el grupo 1, variando únicamente el cemento utilizado: Panavia F2.0[®] recién mezclado y cilindro de composite Panavia F2.0[®]. El procedimiento de unión y polimerización es el mismo que en el grupo 1.

Grupo 3: Cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD[®] +resina de composite nanopartícula Filtek[®] Z500.

En este grupo hemos unido 10 bloques de IPS e.max CAD[®] y 10 cilindros de composite Filtek[®] Z500. Para ello hemos seguido el mismo protocolo de tratamiento de superficie que en el grupo 1, variando únicamente el cemento utilizado: composite Filtek[®] Z500 precalentado a 50° C, colocándolo directamente del compule precalentado. El procedimiento de unión y polimerización es el mismo que en el grupo 1.

Grupo 4: Resina nanocerámica Lava Ultimate[®] + cemento de composite dual RelyX Ultimate[®].

En este grupo hemos unido 10 bloques de Lava Ultimate[®] y 10 cilindros de cemento RelyX Ultimate. Para ello hemos seguido el protocolo de tratamiento de superficie de la resina nanocerámica recomendado por la casa comercial:

1-Limpieza en un baño ultrasónico en agua destilada y secado con jeringa de aire.

2-Arenado con óxido de aluminio recubierto de sílice de 30 micrómetros (Cojet Sand[®]) a 2 bares de presión y una distancia de 10 mm, hasta conseguir una superficie mate.

3-Limpieza con alcohol aplicado con bastoncillo desechable de la superficie y secado con jeringa de aire.

4-Adhesivo: aplicación de Scotchbond Universal[®] durante 20 segundos y soplado suave con jeringa de aire durante 5 segundos.

5-Cementado: se emplea el cemento RelyX Ultimate[®] con jeringa de automezclado y siguiendo el mismo procedimiento de unión y polimerización que en los grupos anteriores.

Grupo 5: Resina nanocerámica Lava Ultimate[®] + cemento de composite dual Panavia F2.0[®].

En este grupo hemos unido 10 bloques de Lava Ultimate[®] y 10 cilindros de cemento Panavia F2.0[®]. Para ello hemos seguido el mismo protocolo de tratamiento de superficie que en el grupo 4, variando únicamente el cemento utilizado: Panavia F2.0[®] recién mezclado, y siguiendo el mismo procedimiento de unión y polimerización de los grupos anteriores.

Grupo 6: Resina nanocerámica Lava Ultimate[®] + resina de composite nanopartícula Filtek Z500[®].

En este grupo hemos unido 10 bloques de Lava Ultimate[®] y 10 cilindros de cemento de composite Filtek Z500[®] precalentado a 50° C, colocándolo directamente del compule precalentado. El protocolo de tratamiento de superficie es el mismo que el utilizado en los grupos 4 y 5. El procedimiento de unión y polimerización es el mismo que en todos los grupos anteriores.

Grupo 7: Matriz cerámica infiltrada por polímeros VITA ENAMIC[®] + cemento de composite dual VITA Duo Cement[®].

Este grupo está compuesto por la unión de 10 bloques de VITA ENAMIC[®] y 10 cilindros de cemento VITA Duo Cement[®]. El tratamiento de la superficie del bloque de

VITA ENAMIC[®] se realizó siguiendo las recomendaciones de la casa comercial y que exponemos a continuación:

1-Desengrasado de la superficie con alcohol al 96% con bastoncillo aplicador durante 1 minuto y secado con jeringa de aire.

2-Grabado con ácido fluorhídrico al 5% durante 60 segundos.

3-Lavado con agua durante 60 segundos y secado con aire durante 20.

4: Silanizado: aplicación de Monobond Plus[®], secado con aire tras 1 minuto.

5-Adhesivo: aplicación de VITA A.R.T. Bond[®], sin polimerizar.

6- Cemento: empleamos el mismo cemento con el que se ha confeccionado el cilindro, en este caso VITA Duo Cement[®], que aplicamos inmediatamente tras su mezclado. El procedimiento de unión y polimerización es el mismo que el utilizado en todos los grupos anteriores.

Grupo 8: Matriz cerámica infiltrada por polímeros VITA ENAMIC[®] + cemento de composite dual Panavia F2.0[®].

Se unen 10 bloques de VITA ENAMIC[®] y 10 cilindros de cemento Panavia F2.0[®]. El procedimiento de acondicionamiento de superficie y adhesión es el mismo que el usado en el grupo 7, con la única diferencia del cemento utilizado: Panavia F2.0[®] recién mezclado, y siguiendo el mismo procedimiento de unión y polimerización de los grupos anteriores.

Grupo 9: Matriz cerámica infiltrada por polímeros VITA ENAMIC[®] + resina de composite nanopartícula Filtek Z500[®].

Este último grupo está formado por la unión de 10 bloques de VITA ENAMIC[®] y 10 cilindros de cemento de composite Filtek Z500[®] precalentado a 50° C. El

acondicionamiento de la superficie del bloque de ENAMIC es el mismo que en los dos grupos anteriores. Se utiliza como cemento el composite Filtek Z500[®], aplicado inmediatamente tras ser precalentado a 50° C directamente del compule. Se polimeriza como en el resto de los grupos.

De esta forma, hemos obtenido un total de 90 especímenes que fueron sometidos a un ensayo de cizalla. Previamente al ensayo se almacenaron sumergidos en suero fisiológico a 37° de temperatura durante 24 horas; para ello emplearemos la estufa P Selecta[®] programada para que mantenga la temperatura.

4.2 MÉTODO

Una vez desarrollada la parte correspondiente a los materiales y la obtención de los especímenes empleados vamos a proceder a la descripción del método utilizado por nosotros con el fin de estudiar las fuerzas de adhesión entre los diferentes materiales, que es uno de los objetivos de este estudio.

Para ello realizamos un ensayo de cizalla, un análisis mediante microscopía óptica de las muestras fracturadas y un tratamiento estadístico de los datos obtenidos.

4.2.1 Ensayo de carga de cizalla.

El ensayo de cizalla de los grupos será realizado con una máquina Shimadzu AG-X plus® con una célula de carga de 1000 N, conectada a un ordenador compatible. Podemos observar un esquema del ensayo de cizalla que se llevó a cabo en la figura 11.

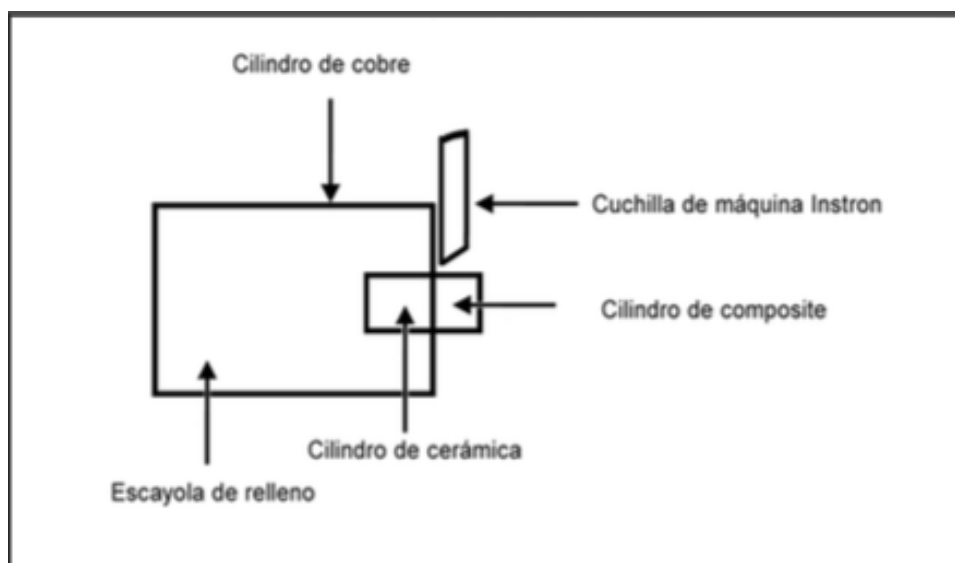


Fig. 11: Esquema de un ensayo de cizalla.

Los cilindros de cobre donde están inmersas nuestras muestras se sujetaron firmemente a la máquina Shimadzu en posición horizontal. La cuchilla de la máquina descendía sobre la muestra a una velocidad de 0,5 mm/min ejerciendo una fuerza sobre

el cilindro de cemento de composite en la zona más próxima a la unión con el prisma de material base sobre el que está cementado (Fig.12). La máquina se detenía al producirse el fracaso del complejo material restaurador-cemento de composite, midiendo la fuerza en newtons (N) a la que se producía dicho fracaso.

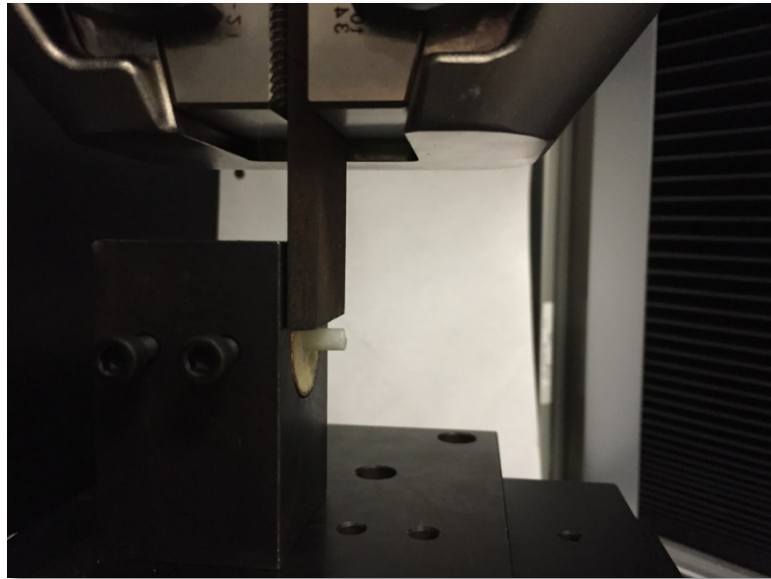


Fig. 12: Muestra colocada en la máquina Shimadzu® para ser sometida al ensayo de cizalla.

Los valores que se obtienen en este tipo de estudios hacen referencia a la fuerza en newtons ejercida por la máquina y requerida para romper la adhesión de las muestras dividida por unidad de superficie de las mismas en mm^2 . Su resultado se expresa en MPa (Agustín-Panadero, 2012).

4.2.2 Microscopía óptica.

Finalizado el ensayo, se procedió a la observación por microscopía óptica de los especímenes ensayados con el fin de valorar exactamente dónde se había producido el fracaso, si en el material de restauración, en el cilindro de composite o en la unión. Se utilizó para ello un microscopio óptico Nikon® SMZ-10^a y con una cámara fotográfica microfot FX Nikon® (Nikon, Tokio, Japón) (Fig. 13). La determinación del tipo de fallo

queda de esta manera: cohesivo (del material restaurador o del cemento de composite), adhesivo (de la unión entre material y cemento) o mixto.

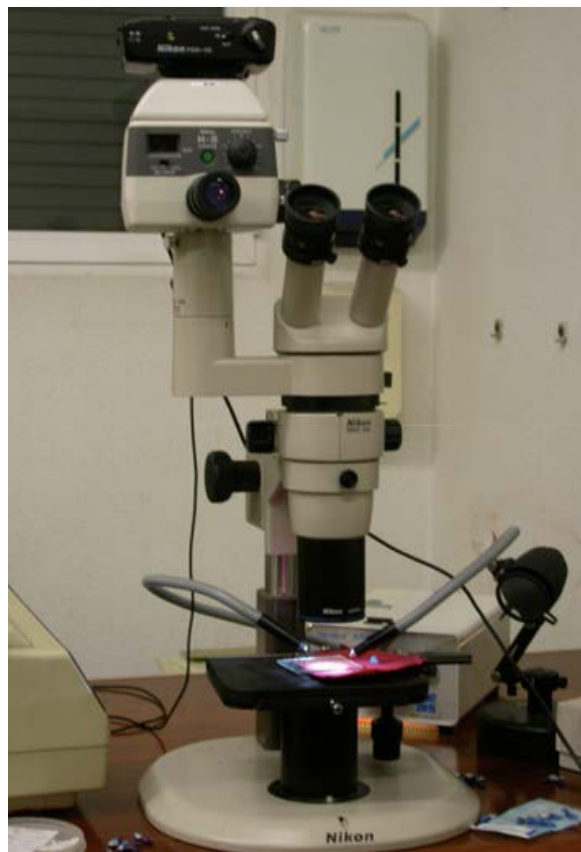


Fig.13: Microscopio óptico Nikon® SMZ-10ª.

4.2.3 Metodología estadística.

El estudio estadístico de los datos obtenidos en este trabajo ha sido realizado por

la empresa stHalley statistics, y para llevarlo a cabo han utilizado el programa informático SPSS Statistics 22.0.

La muestra para la investigación está constituida por 90 modelos divididos en 9 grupos balanceados según el método empleado (Tabla 1).

	N	%
Total	90	100,0%
Grupo 1 e.max + Variolink	10	11,1%
Grupo 2 e.max + Panavia	10	11,1%
Grupo 3 e.max + Composite	10	11,1%
Grupo 4 Lava + RelyX	10	11,1%
Grupo 5 Lava + Panavia	10	11,1%
Grupo 6 Lava + Composite	10	11,1%
Grupo 7 ENAMIC + VITA Duo Cement	10	11,1%
Grupo 8 ENAMIC + Panavia	10	11,1%
Grupo 9 ENAMIC + Composite	10	11,1%

Tabla 1: Grupos y número de muestras.

Se registra la fuerza de resistencia a la fractura (en MPa) en un ensayo de laboratorio. Además, las fracturas se clasifican éstas según su tipología: adhesiva, cohesiva o mixta. La fuerza y la tipología de fallo constituyen las variables respuesta primarias para el análisis estadístico.

El análisis descriptivo proporciona los datos estadísticos más relevantes para la variable de fuerza: media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. El tipo de fractura se describe a partir de las frecuencias absolutas y relativas.

Como el tamaño muestral por grupo es bajo ($n=10$), se abordarán los objetivos a partir de un enfoque de tipo no paramétrico. Se aplica un test de Kruskal-Wallis para determinar si el nivel de resistencia a la fractura puede o no considerarse homogéneo en los 9 grupos. Las diferencias entre pares específicos de métodos se estudian mediante pruebas de Mann-Whitney, con corrección de Bonferroni.

También con pruebas de Kruskal-Wallis se evalúa si la frecuencia de un tipo de fractura u otro difiere según materiales o si la resistencia alcanzada es distinta según el modo de fallo.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ($\alpha=0,05$); aunque para las comparaciones múltiples se reducirá según el criterio de Bonferroni (se especificará exactamente).

Para un test de Kruskal-Wallis como el descrito, con un nivel de confianza del 95% y considerando un tamaño del efecto a detectar $d=0,8$ (grande), la potencia alcanzada es 0,73 para detectar diferencias en las medias de fuerza de los grupos.

5. RESULTADOS

Una vez concluido el capítulo dedicado al Material y Método pasamos, a continuación, a exponer los resultados obtenidos en cada uno de los aspectos estudiados.

5.1 ENSAYO DE CIZALLA Y ANÁLISIS DEL TIPO DE FRACTURA.

Antes de exponer los resultados vamos a recordar los grupos de ensayo que quedaron definidos en el apartado de Material para, después, exponer los resultados obtenidos en el ensayo de cizalla y, por último, su análisis estadístico.

Los 9 grupos estudiados se describen a continuación:

- Grupo 1: cerámica IPS e.max CAD[®] + cemento Variolink II[®].
- Grupo 2: cerámica IPS e.max CAD[®] + cemento Panavia F2.0[®].
- Grupo 3: cerámica IPS e.max CAD[®] + composite Filtek Z500[®].
- Grupo 4: RNC Lava Ultimate[®] + cemento RelyX Ultimate[®].
- Grupo 5: RNC Lava Ultimate[®] + cemento Panavia F2.0[®].
- Grupo 6: RNC Lava Ultimate[®] + composite Filtek Z500[®].
- Grupo 7: PICN VITA Enamic[®] + cemento VITA Duo Cement[®].
- Grupo 8: PICN VITA Enamic[®] + cemento Panavia F2.0[®].
- Grupo 9: PICN VITA Enamic[®] + composite Filtek Z500[®].

5.1.1. Ensayo de cizalla.

La tabla 2 presenta la estadística descriptiva completa de la resistencia a la fractura, expresada en MPa en cada uno de los grupos:

	GRUPO									
	Total	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7	Grupo 8	Grupo 9
N	90	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Media	20,92	28,34	17,39	16,71	25,20	17,31	20,41	19,07	19,37	24,51
Desviación típica	6,30	2,73	3,00	6,30	7,72	6,32	5,07	3,66	3,76	5,72
IC95%	19,6-22,2	26,4-30,3	15,2-19,5	12,2-21,2	19,7-30,7	12,8-21,8	16,8-24,0	16,4-21,7	16,7-22,0	20,4-28,6
Mínimo	6,50	24,41	11,26	6,50	15,16	7,55	13,70	13,16	13,27	12,52
Máximo	36,87	32,42	21,37	25,17	36,87	28,69	27,35	24,29	23,97	31,21
Mediana	20,02	28,38	17,32	18,41	26,45	17,51	20,46	19,42	18,81	25,58

Tabla 2. Valores en MPa de la resistencia a la fractura de los 9 grupos estudiados.

A continuación, se muestra el siguiente gráfico *Blox-Pot* donde se representa la distribución de resistencia a la fractura en los 9 grupos (gráfico 1).

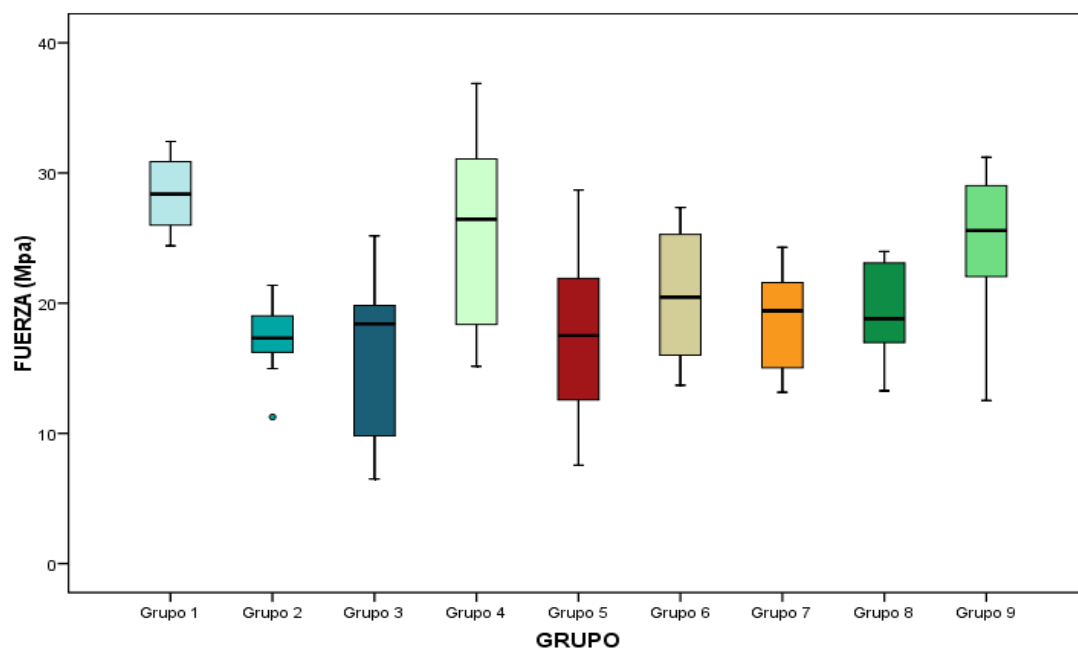


Gráfico 1. Distribución de la resistencia a la fractura de los 9 grupos.

La caja concentra el 50% de los casos, siendo la mediana la línea horizontal que la divide. Los bordes superior e inferior 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 de rango aceptable, por encima de los cuales están los atípicos (circulados).

Analizando la estadística descriptiva se observa que los grupos IPS e.max CAD[®] + VariolinkII[®] (grupo 1), Lava Ultimate[®] + RelyX Ultimate[®] (grupo 4) y VITA Enamic[®] + Filtek Z500[®] (grupo 9) obtienen unos valores de resistencia a la fractura superiores al resto. Las medianas de resistencia para estos tres grupos fueron 28,4, 26,4 y 25,6 MPa, respectivamente. Es decir, la mitad de las muestras de IPS e.max CAD[®] + Variolink II[®] (grupo 1), ha resistido más de 28,4 MPa, la mitad de las Lava Ultimate[®] + RelyX Ultimate[®] (grupo 4) más de 26,4 MPa, y la mitad de las VITA Enamic[®] + Filtek Z500[®] (grupo 9) más de 25,6 MPa.

El análisis de las distribuciones revela información adicional interesante. Por ejemplo, IPS e.max CAD[®] + VariolinkII[®] (grupo 1) e IPS e.max CAD[®] + Panavia F2.0[®] (grupo 2) presentaron el rango de variabilidad más bajo, lo cual es otro dato positivo para el primer grupo. Esto significa que estos dos grupos ofrecen unos resultados muy homogéneos y por tanto son grupos con resultados predecibles. Se observa también que IPS e.max CAD[®] + Panavia F2.0[®] (grupo 2) registró un caso con una fuerza atípicamente baja en comparación al resto de su grupo.

El test de Kruskal-Wallis concluye que la distribución de valores de fuerza de los 9 grupos no puede considerarse similar ($p < 0,001$). La tabla siguiente (tabla 3) muestra entre qué tipos de materiales se están produciendo esas diferencias.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7	Grupo 8	Grupo 9
Grupo 1									
Grupo 2	***								
Grupo 3	**	0,971							
Grupo 4	0,529	0,035	0,052						
Grupo 5	*	0,853	0,971	0,029					
Grupo 6	*	0,280	0,190	0,190	0,280				
Grupo 7	***	0,190	0,481	0,089	0,393	0,481			
Grupo 8	***	0,247	0,529	0,105	0,315	0,529	0,796		
Grupo 9	0,105	0,004	0,009	0,796	0,019	0,123	0,023	0,029	

*p<0,001; **p<0,0002; ***p<0,00002

Tabla 3. Para evitar la propagación del error estadístico de tipo I se ha corregido los niveles de significancia según el criterio de Bonferroni.

La aplicación del criterio de Bonferroni viene justificada por lo siguiente: cuando se hace un test estadístico, trabajamos con un nivel de error determinado (el 5%). Es decir, cuando decimos que el grupo 1 resiste más que el 4, se está en lo cierto, asumiendo un 5% de probabilidad de equivocarnos. Si se compara el 1 frente al 2 y se saca una conclusión, también se está sujeto a ese 5%, y así para todos los pares.

Por tanto, la probabilidad de equivocarnos en alguna de todas esas comparaciones va aumentando conforme se hacen más. Por eso, se aplica el criterio de Bonferroni. Consiste en reducir el nivel de error admisible. Por ejemplo, cuando antes se decía que una diferencia era significativa si $p < 0,05$, ahora se dice que lo es si $p < 0,001$, porque se han hecho 36 test estadísticos. De este modo se asegura que lo que se dice que es significativo, realmente lo es y no es una consecuencia de hacer muchos test estadísticos.

La tabla 3 hace una comparación de grupos dos a dos, revelando que hay diferencias estadísticamente significativas entre el grupo 1 y 2, el 1 y 3, 1 y 5, 1 y 6, 1 y 7, 1 y 8.

Solo el grupo 1 (IPS e.max CAD[®] + VariolinkII[®]) puede considerarse significativamente más resistente que los demás de grupos. Tan sólo puede aceptarse que aparece similar en resultados a Lava Ultimate[®] + RelyX Ultimate[®] (grupo 4) (p=0,529) y a VITA Enamic[®] + Filtek Z500[®] (grupo 9) (p=0,105).

Así mismo, puede apreciarse en la tabla anterior cómo VITA Enamic[®] + Filtek Z500[®] (grupo9) exhibe una fuerte tendencia a destacar sobre otros como IPS e.max CAD[®] + Panavia F2.0[®] (grupo 2) (p=0,004) o IPS e.max CAD[®] + Filtek Z500[®] (grupo 3) (p=0,009), sin alcanzar la significatividad por el ajuste de Bonferroni aplicado.

También Lava Ultimate[®] + RelyX Ultimate[®] (grupo 4) sugiere cierta ventaja, más débil, sobre Lava Ultimate[®] + Panavia F2.0[®] (grupo 5) (p=0,029).

Presentamos ahora el análisis de la resistencia a la fractura según el material restaurador:

Los grupos 1, 2 y 3 comparten el mismo material de base (cerámica IPS e.max CAD[®]) con diferentes cementos adheridos a él; los grupos 4, 5 y 6 comparten también la misma base (RNC Lava Ultimate[®]), al igual que los grupos 7, 8 y 9 cuyo material de base es el PICN VITA Enamic[®]. La siguiente tabla (tabla 4) presenta la descriptiva de los resultados de la agrupación de las muestras según el material restaurador utilizado.

	MATERIAL			
	Total	IPS e.max CAD	RNC Lava Ultimate	PICN VITA Enamic
N	990	30	30	30
Media	220,92	20,82	20,98	20,98
Desviación típica	66,30	6,84	7,06	5,01
Mínimo	66,50	6,50	7,55	12,52
Moda	119,82	19,82	7,55	12,52
Máximo	336,87	32,42	36,87	31,21
Mediana	220,02	19,82	19,92	21,52

Tabla 4. Resistencia a la fractura (en MPa) de los especímenes según el material restaurador.

A continuación, mostramos el gráfico (gráfico 2) donde se representa la resistencia a la fractura agrupados según el material restaurador sobre los que se han adherido los distintos cementos.

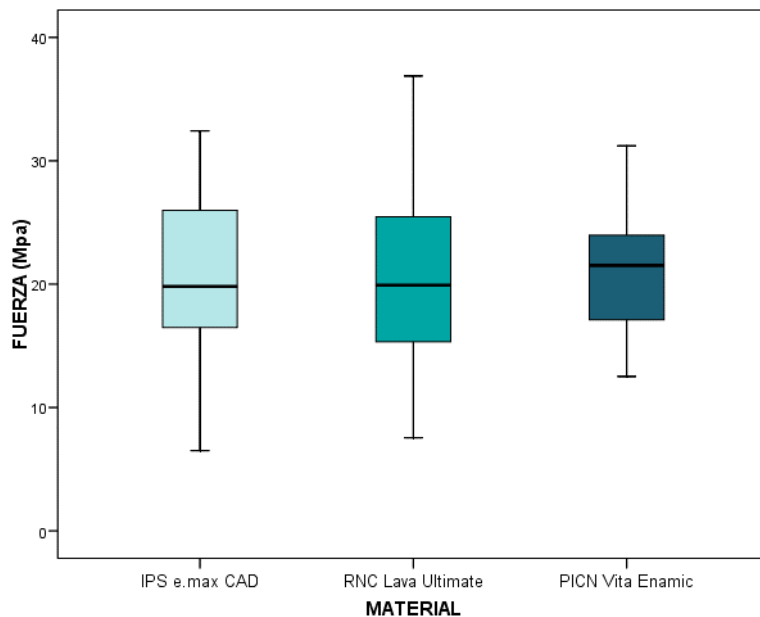


Gráfico 2. Distribución de la resistencia adhesiva de los 3 materiales restauradores.

El gráfico anterior revela que los 3 materiales base están generando resistencias bastante similares.

Puesto que el tamaño por grupo es ahora de $n=30$ modelos, es justificable comprobar la normalidad de las distribuciones, obteniendo un resultado confirmatorio ($p>0.2$ en los 3 materiales). La variabilidad de los valores dentro de cada material también parece similar y así se ha demostrado con el test de Levene ($p=0.441$). Por lo tanto, tiene sentido aplicar ya un test paramétrico que compare las resistencias medias (en vez de las medianas y distribuciones, como se hizo cuando se trabajaba con las 9 combinaciones de

solo n=10 casos por grupo). Mediante el modelo ANOVA contrastamos si la resistencia media de los 3 materiales base es o no la misma:

El test F del modelo ANOVA de 1 vía concluye que la resistencia media de los 3 grupos puede considerarse similar ($p=0,993$). La tabla siguiente (tabla 5) muestra entre qué tipos de materiales se están produciendo esas diferencias:

	IPS	RNC	PICN
IPS			
RNC	1.000		
PICN	1.000	1.000	

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

Tabla 5. Homogeneidad de la resistencia según material restaurador: comparaciones múltiples de Bonferroni.

Para representar gráficamente estos hallazgos, sería razonable mostrar ahora los promedios (que es lo que realmente se está comparando).

Así pues, los resultados ponen de manifiesto que los tres materiales restauradores testados en este estudio presentan valores de resistencia a la fractura prácticamente idénticos (grafico 3). Los valores de los dos materiales híbridos testados son muy similares al que presenta la cerámica IPS e.max-CAD[®], considerado como un material restaurador con amplia experiencia clínica.

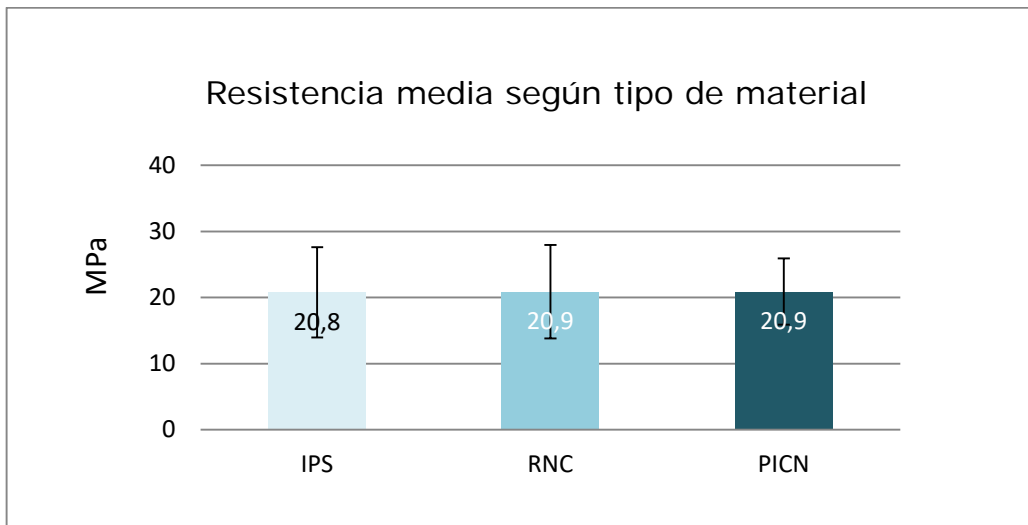


Gráfico 3. Resistencia media según el tipo de material restaurador.

También podemos señalar cómo, dentro de las combinaciones con los distintos cementos testados para cada material restaurador, destaca uno sobre los otros dos:

- Para la cerámica IPS e.max-CAD® el uso del cemento Variolink II® presenta los valores más altos de todo el estudio, siendo estadísticamente significativo frente a los valores obtenidos con los otros dos cementos utilizados (Panavia F 2.0® y composite precalentado Filtek Z500®).

- En la resina nanocerámica Lava Ultimate® es el cemento de composite RelyX Ultimate® el que ofrece los valores de resistencia más elevados y, aunque no existen diferencias estadísticamente significativas, destaca frente a las otras dos combinaciones testadas (Panavia F 2.0® y composite precalentado Filtek Z500®).

- En la matriz cerámica infiltrada por polímero VITA Enamic® se obtiene el mejor resultado con el cemento de composite precalentado Filtek Z500®. Como en el caso anterior, la diferencia con las otras dos combinaciones no es significativa estadísticamente, aunque sí que destaca frente a los otros dos (Panavia F 2.0® y VITA

Duo Cement®). También se puede resaltar que los valores de resistencia a la fractura de este material restaurador son los que presentan menor dispersión, es decir más homogéneos y por tanto más predecibles que los obtenidos con IPS e.max-CAD® y con Lava Ultimate®.

Tanto en el conjunto de especímenes de cerámica IPS e.max-CAD® como en el de resina nanocerámica Lava Ultimate®, el cemento que obtiene mayores valores de resistencia es el que recomienda la casa comercial del material restaurador para su uso, aunque sólo en el caso de IPS e.max-CAD® esa diferencia es destacable. En el conjunto de especímenes de matriz cerámica infiltrada por polímero VITA Enamic®, el cemento que obtiene mejor resultado de adhesión es otro, el composite Filtek Z500® precalentado.

En cuanto a los cementos de composite que repetimos en los tres grupos de material restaurador (Panavia F2.0® y Filtek Z500®) el Panavia F2.0® obtiene peores resultados en los tres grupos.

5.1.2. Análisis del tipo de fractura.

Se han identificado tres tipos de fallo tras el análisis mediante microscopía óptica de los especímenes fracturados:

- Fallo cohesivo: ocurrido en el interior del material restaurador o en el interior del cilindro de cemento de composite (Fig.14).
- Fallo adhesivo: se produce en la interfase entre el material restaurador y cilindro de cemento de composite (Fig.15).

- Fallo mixto: la línea de fractura afecta tanto a la interfase como a uno de los materiales del espécimen, ya material restaurador o cilindro de cemento de composite (Fig.16).

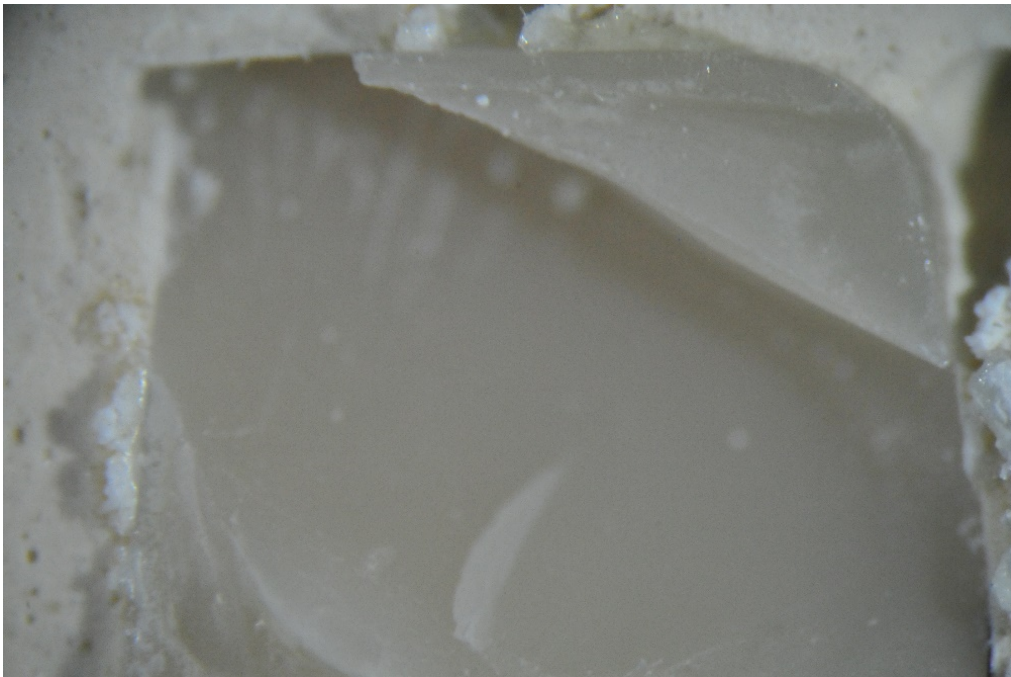


Figura 14. Fractura cohesiva. Se aprecia arrancamiento del material restaurador (Lava Ultimate®). Imagen 10x.



Figura 15. Fractura de tipo adhesivo vista a microscopía óptica a 10 aumentos. Véase la superficie del material de base (IPS e.max CAD®) sin restos de cemento ni pérdida de material cerámico.



Figura 16. Fractura de tipo mixto. Se aprecia parte del cilindro de cemento de composite (Variolink II®) adherido al material restaurador (IPS e.max CAD®). Imagen 10x.

En los 90 especímenes utilizados en el ensayo se contabilizaron 50 fracturas cohesivas (55,6%), 21 adhesivas (23,3%) y 19 mixtas (21,1%) (gráfico 4).

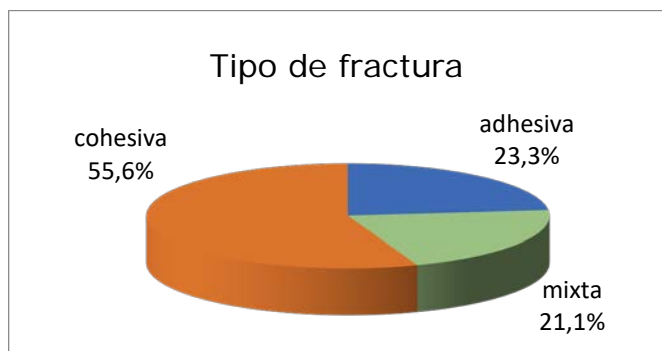


Gráfico 4. Representación del porcentaje de los tres tipos de fractura del número total de especímenes.

A continuación (gráfico 5) presentamos la caracterización de los tipos de fractura en cada grupo de estudio:

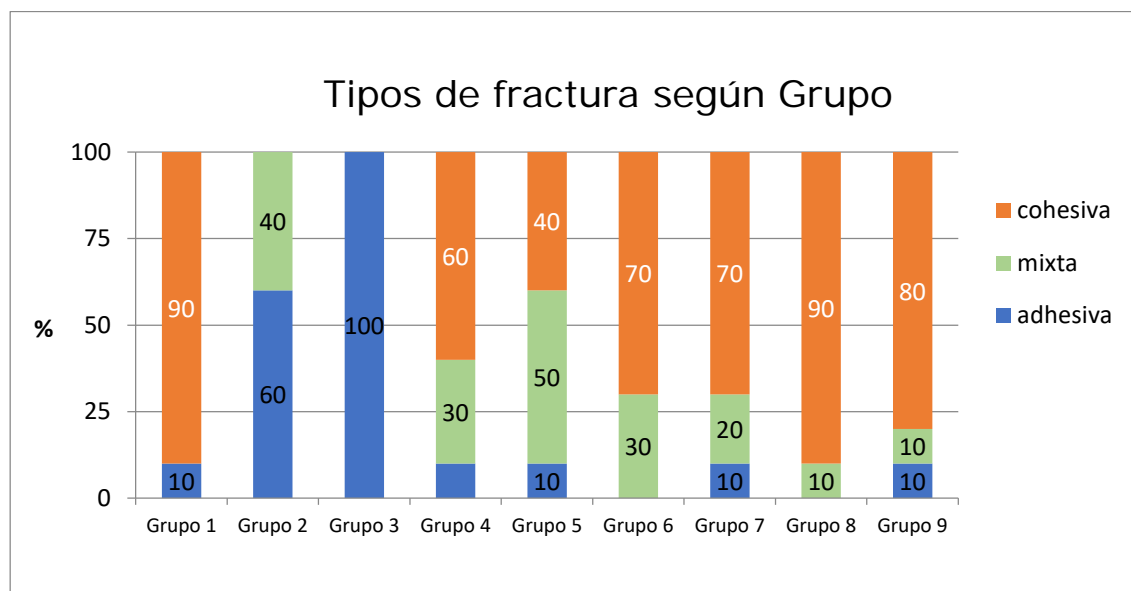


Gráfico 5. Tipos de fracturas en cada uno de los grupos estudiados.

El fallo cohesivo del grupo 1 se produjo en el cilindro de cemento (Variolink II®), en los grupos 4, 5 y 6 los fallos cohesivos aparecen todos en el bloque de material

restaurador (Lava Ultimate[®]) al igual que los que aparecieron en los grupos 7, 8 y 9 (que son de VITA Enamic[®]).

A nivel descriptivo, se observa una distribución totalmente distinta. Con IPS e.max CAD[®] + VariolinkII[®] (grupo 1) y VITA Enamic[®]+Panavia F2.0[®] (grupo 8), casi todos los fallos fueron cohesivos (90%). Los grupos VITA Enamic[®]+ Filtek Z500[®] (grupo 9), Lava Ultimate[®] + Filtek Z500[®] (grupo 6), VITA Enamic[®]+VITA Duo Cement[®] (grupo 7), Lava Ultimate[®] + RelyX Ultimate[®] (grupo 4) y Lava Ultimate[®] + Panavia F2.0[®] (grupo 5) van reduciendo progresivamente la proporción de cohesivos en favor de las de tipo mixto.

Mención especial para IPS e.max CAD[®] + Panavia F2.0[®] (grupo 2) e IPS e.max CAD[®] + Filtek Z500[®] (grupo 3), con ningún fallo cohesivo y 60% y 100% respectivamente de adhesivos.

Las diferencias se revelaron estadísticamente significativas a partir de un test de Kruskal-Wallis ($p < 0,001$).

5.1.3 Resistencia a la fractura según el tipo de fractura.

Por último, se ha explorado la posible relación entre el tipo de fractura y la resistencia adhesiva conseguida. La tabla 5 describe la resistencia dentro de los grupos definidos por el modo de fallo.

Las fracturas cohesivas son las que implicaron una fuerza a la ruptura mayor, respecto a las adhesivas y mixtas.

Mediante un test de Kruskal-Wallis se ha concluido que las diferencias son estadísticamente significativas ($p < 0,001$). Se realizan pruebas de Mann-Whitney (tabla

6) para identificar entre qué pares de tipos de fractura se están produciendo principalmente las diferencias.

	FRACTURA			
	Total	adhesivo	mixto	cohesivo
N	90	21	19	50
Media	20,9	17,9	17,4	23,6
Desviación típica	6,3	6,4	3,2	6,0
Mínimo	6,5	6,5	10,5	12,5
Máximo	36,9	28,8	22,2	36,9
Mediana	20,0	18,6	18	24

Tabla 5. Fuerza necesaria para provocar los tres tipos de fractura contemplado en los especímenes.

	Adhesiva	Mixta	Cohesiva
Adhesiva			
Mixta	0,668		
Cohesiva	0,002**	<0,0001***	

*p<0,016; **p<0,003; ***p<0,0003

Tabla 6. Homogeneidad de la distribución de resistencia bajo los diferentes tipos de fractura: Test de Mann-Whitney.

En consecuencia, la fuerza máxima soportada en fracturas cohesivas es significativamente superior a la medida en mixtas y adhesivas.

En aquellos casos en los que se produce un fallo cohesivo, es evidente que la fuerza de adhesión entre material restaurador y cemento de composite es superior a la resistencia cohesiva (dato que registra la máquina de medición en el momento del fracaso de la muestra), y no podemos determinarla con precisión. Pero el fallo cohesivo supone un fracaso del material, ya material restaurador, ya composite de cementado, que de igual

manera provocaría la pérdida de la restauración en su uso clínico. De ahí que hablemos de “resistencia a la fractura” de nuestros especímenes, que son un conjunto de material restaurador y cemento de composite necesario para adherirlos a un diente en su uso clínico.

6. DISCUSIÓN

Una vez expuestos los resultados obtenidos en el presente estudio pasamos a presentar la discusión del mismo, que se articula en tres epígrafes: discusión de los materiales, del método utilizado y de los resultados obtenidos.

6.1 DISCUSIÓN DE LOS MATERIALES.

El uso de restauraciones de recubrimiento parcial se ha incrementado en los últimos años puesto que supone una opción estética y conservadora ya que requiere una preparación dental mínima, lo que preserva la integridad de la estructura dental. La longevidad de las restauraciones cerámicas adheridas a los dientes es adecuada y nos permite emplear esta técnica en nuestra rutina clínica con resultados satisfactorios. En el estudio realizado en la Universidad de Heidelberg (Alemania) sobre la supervivencia de *onlays* e *inlays* preparados por operadores con poca experiencia (alumnos de cuarto y quinto año y recién graduados), entre los años 1993 y 2002, y con un tiempo medio de uso de 17,3 meses, se pudo comprobar que la probabilidad de supervivencia tras la última revisión era del 96,7% (Schulte, 2005; Otto, 2008; Fabbri, 2014; Bottino, 2014).

Como grupo control, seleccionamos las muestras confeccionadas con IPS e.max CAD[®], ya que, dentro de las porcelanas, son las de silicatos las que tienen mejores valores de resistencia adhesiva (Román, 2010).

El éxito de este tipo de restauraciones se ve notablemente influido por el tipo de material que seleccionemos, tal y como refleja el estudio de Kois, en el cual valoraron la resistencia de tres tipos de cerámicas (feldespática, feldespática reforzada con leucita y reforzada con disilicato de litio) y de composite indirecto,

resultando 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 grupo control, debido a que se considera un referente. 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 buenos (Frankenberger, 2008; Fasbinder, 2010).

Los materiales basados en composites y presentados para su fresado mediante CAD-CAM son una buena alternativa, 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 tallan estos materiales que cuando fresan cerámicas (Lebon, 2015). Otra ventaja, ésta a nivel clínico, es que pueden ser reparadas de un modo más predecible que las restauraciones cerámicas (Cekic-Nagas, 2016).

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 más “antiguos” (ambos fueron lanzados en 2012, el primero como representante de los PICN y el segundo como resina con infiltrado cerámico) dentro de las nuevas opciones que nos ofrece la industria para confeccionar restauraciones estéticas y porque, además, son los materiales que estamos probando en todos los estudios de adhesión, compresión y microscopía

que se están llevando a cabo dentro de nuestro grupo de investigación en la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Universitat de València.

Estos dos materiales son denominados por muchos autores como híbridos, y los consideran semejantes puesto que su composición es muy similar. Kurbad, en 2013 se refiere a VITA Enamic® como una “cerámica híbrida” consistente en una subestructura cerámica infiltrada con un material composite (Kurbad, 2013). Spitznagel considera a Lava Ultimate® como otro nuevo material: “resina nanocerámica”, diferenciándolo de las “cerámicas híbridas”, y definiéndolo como nanopartículas cerámicas embebidas en una matriz de resina altamente polimerizada (Spitznagel, 2014). Recientemente Rippe denomina a Lava Ultimate® como “bloque de resina compuesta” (Rippe, 2018). Koller los denomina “nuevos materiales cerámico/polímeros” (Koller, 2012). Sillas Duarte también hace una clara distinción entre los materiales híbridos que estudia (VITA Enamic® y Lava Ultimate®): cerámica infiltrada con polímeros y resinas nanocerámicas, atendiendo a la metodología de incorporación de la cerámica dentro de la matriz polimérica (Sillas Duarte, 2014).

Ambos poseen una elevada proporción de material cerámico (por encima del 80% y una matriz inorgánica compuesta por diferentes polímeros (Awada, 2015). Debido a este alto porcentaje de material cerámico otros autores incluyen estos materiales híbridos dentro de las cerámicas como vemos en la clasificación propuesta por Gracis (fig. 17), a los que denomina *ceramic-like material*, que podríamos traducir como materiales pseudocerámicos o similares a la cerámica (Gracis, 2015). Justifica su inclusión como materiales cerámicos por la definición

que hace la *American Dental Association* (ADA) del término cerámica/porcelana: “materiales inyectados, horneados, pulidos o fresados que contienen componentes predominantemente inorgánicos refractarios, incluyendo porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas (American Dental Association, 2013). Atendiendo a este criterio, el autor incluye también en este grupo de “*resin matrix ceramics*” materiales como el Paradigm MZ-100 Block® (3M ESPE), considerado una resina composite por un gran número de autores.

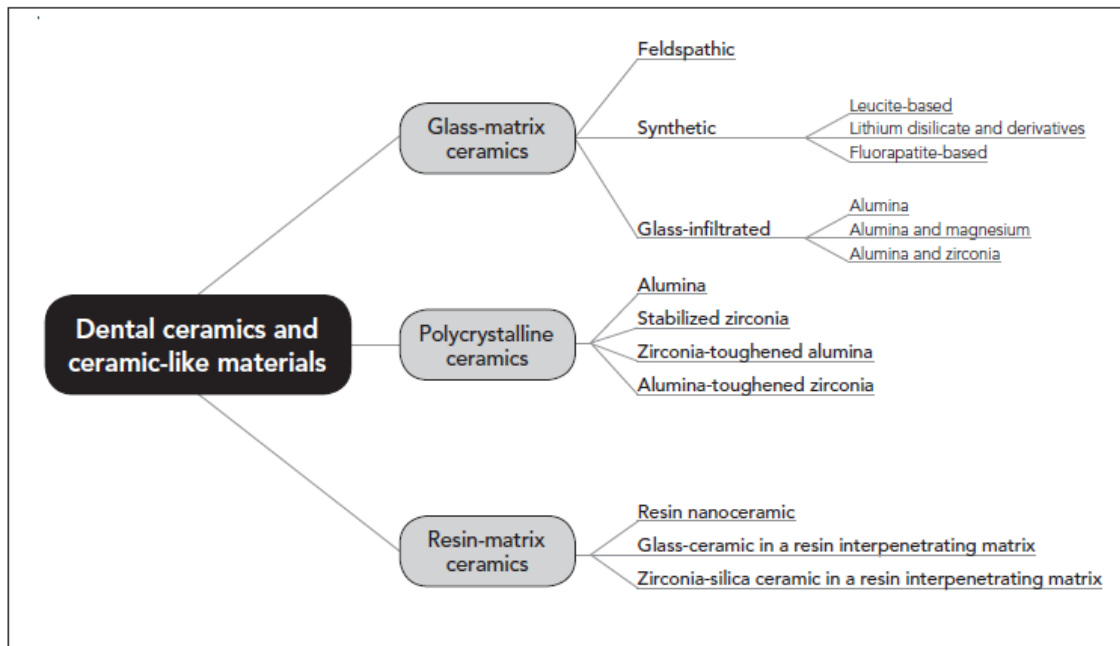


Figura 17. Clasificación de cerámicas y pseudocerámicas de Gracis (Gracis, 2015).

Vemos, pues, la disparidad de criterios a la hora de definir y clasificar estos nuevos materiales. Nosotros consideramos que, aun teniendo una composición química muy parecida y un porcentaje muy elevado de material cerámico en ambos casos, Lava Ultimate® y VITA Enamic® son estructuralmente muy diferentes: VITA Enamic® tiene una red o andamiaje cerámico poroso muy similar

a las porcelanas, con un infiltrado de polímeros que rellenan los poros por capilaridad; mientras que Lava Ultimate® es una matriz inorgánica con un elevado relleno cerámico muy similar a los composites.

Los nuevos materiales que aparecen en el mercado pretenden subsanar las desventajas que presentan los que se han utilizado hasta ahora: para los composites, su excesivo desgaste, el deterioro de su superficie, las fracturas e inestabilidad del color (Behr, 2003; Attia, 2006; Venoorbeek, 2010); y para las porcelanas, el excesivo desgaste del antagonista y su elevada rigidez.

En un estudio que compara las propiedades físicas de estos tres materiales, tras diferentes test mecánicos, se obtienen estos resultados:

- La resistencia a la flexión, el módulo de flexión y la resistencia a la fractura de Lava Ultimate® y VITA Enamic® son significativamente menores que los de IPS e-max CAD®.

- La resistencia a la flexión y la resistencia a la fractura es más alta para Lava Ultimate®, mientras que el módulo de flexión es mayor para VITA Enamic®. Concluye diciendo que el hecho de añadir partículas cerámicas a matrices de resina, no mejora ostensiblemente sus propiedades físicas, no las acerca a las de cerámicas como IPS e-max CAD® y que, por tanto, sus indicaciones clínicas deben asemejarse a las de resinas de composite elaboradas por técnica CAD/CAM (Thornton, 2014).

Albero y colaboradores también estudian las propiedades físicas de un PICN (VITA Enamic®) con otras cerámicas (VITA Mark II®, IPS e.max CAD®, Empress CAD®) y una resina nanocerámica (Lava Ultimate®). Sus resultados

indican que IPS e.max CAD[®] presenta valores significativamente más altos en la resistencia a la fractura, dureza y módulo de flexión, siendo VITA Enamic[®] y Lava Ultimate[®] los segundos materiales más resistentes, aunque con una dureza significativamente inferior a las cerámicas. El estudio concluye diciendo que la resistencia la flexión y el módulo elástico, similar a los del diente, así como una menor dureza que las cerámicas hacen de los PICN (VITA Enamic[®]) una opción a considerar como material restaurador (Albero, 2015).

Ya que este estudio es el inicio de un proyecto más complejo, en el que vamos a someter a ensayo de cizalla un mayor número de materiales, y con una mayor variabilidad en los tratamientos de superficie, nos pareció adecuado comenzar con una comparativa de los dos materiales innovadores con un material cerámico que ya tiene demostrada su capacidad de adhesión. 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.

Con el fin de evaluar la capacidad de adhesión de los materiales de restauración testados en el presente estudio, seleccionamos tres materiales de resina compuesta para cada uno de ellos:

- Para la cerámica IPS e.max CAD[®], Variolink II[®], Panavia F2.0[®] y Filtek Z500[®].
- Para VITA Enamic[®], VITA Duo Cement[®], Panavia F2.0[®] y Filtek Z500[®].
- Para Lava Ultimate[®], RelyX Ultimate[®], Panavia F2.0[®] y Filtek Z500[®].

Seleccionamos cementos de resina por ser en la actualidad el material que ofrece una mejor unión a la cerámica y a las restauraciones indirectas de resina compuesta (Lüthy, 2005; Blatz, 2007; AL-Makramani, 2008; Re, 2008). La adecuada viscosidad, su baja solubilidad, la formación de una fina película, así como unas buenas propiedades mecánicas son características que parecen situar a estos cementos como los más indicados para el cementado de restauraciones estéticas (Fonseca, 2012).

Se han testado tres cementos para cada uno de los materiales restauradores: el recomendado por cada casa comercial (Variolink II[®], para la cerámica IPS e.max CAD[®], VITA Duo Cement[®] para VITA Enamic[®] y RelyX Ultimate[®] para Lava Ultimate[®]) y dos cementos que utilizamos en los 3 materiales restauradores: Panavia F2.0[®] y resina composite Filtek Z500[®].

El cemento de resina Variolink II[®] es un cemento de fraguado dual ampliamente contrastado, recomendado como totalmente válido para ser utilizado en el cementado de cerámica de silicatos, de óxido de aluminio y de circonio (Edelhoff, 2000; Yin, 2009), siendo el que mejores valores de adhesión obtuvo en los estudios de Román (Román, 2006 y 2009) aunque en la actualidad ha sido reemplazado por el Variolink Esthetic DC[®], la evolución comercial del II. En el estudio de Bähr (Bähr, 2013), de adhesión a diferentes bloques de composite CAD/CAM, con una metodología muy similar a la nuestra, el cemento Variolink II[®] es el que obtiene mejores resultados de adhesión: entre 8,9 y 25,7 MPa según los diferentes tratamientos de superficie y adhesivos utilizados. Otros estudios de

tensión también ofrecen excelentes resultados de este cemento en la adhesión a bloques de composite (Keul, 2013).

El cemento de resina RelyX Ultimate[®] fue introducido por 3M ESPE en el mercado en 2015 como evolución del cemento RelyX Unicem[®]; es de fraguado dual y se presenta como cemento para adherir todo tipo de restauraciones indirectas. Propone como mayor novedad la inclusión de silano y MDP en su composición (Rohr, 2018) y no tiene capacidad autoadhesiva como su antecesor, por lo que requiere el uso de un adhesivo dentinario y el tratamiento previo del diente que exija el adhesivo utilizado. La casa comercial recomienda el uso del adhesivo Scotchbond Universal[®], ya que el cemento contiene un activador del fraguado del adhesivo aún en ausencia de luz. Ha sido utilizado para el cementado tanto de restauraciones completas como parciales, así como con diferentes tipos de materiales: metales, cerámica, circonio, resinas compuestas y materiales híbridos (Stawarczyk, 2015; Johnson, 2018; Koodaryan, 2017; Rohr, 2018; Cekic-Nagas 2016). Así mismo, es el cemento recomendado por el fabricante de Lava Ultimate[®] para el cementado de las restauraciones elaboradas con este material.

El cemento de resina VITA Duo Cement[®] es también un cemento de fraguado dual que, a pesar de llevar en el mercado más de 15 años, no ha tenido tanta relevancia como el resto de cementos utilizados en este estudio. Fue incluido en este estudio como el cemento recomendado por el fabricante de VITA Enamic[®] en el momento de su lanzamiento. Podemos encontrar varios estudios *in vitro* que demuestran su buen comportamiento (Haller, 2003; El Zawi, 2016) y algún estudio clínico de supervivencia a 10 años (Zimmer, 2008) tanto de restauraciones

cerámicas como de PICN. Actualmente ha sido relevado por una evolución comercial del producto: VITA Adiva F-Cem[®] (Rohr, 2018).

El cemento de resina Panavia F2.0[®] ha demostrado ser muy eficaz para su uso en casos de unión a restauraciones cerámicas (Kern, 1998; Blatz, 2007; Wolfart 2007; Re, 2008). El primer cemento de este nombre fue presentado en 1993 con el nombre de Panavia 21[®]. En 1999 aparece el Panavia F[®], que presenta polimerización dual y liberación de flúor. El Panavia F2.0[®] introduce mejoras en cuanto a su manejo y en el acondicionador que utiliza. Fue el primer cemento del mercado que contenía MDP, que lo hizo singular y es lo que parece que mejora sus valores de adhesión. Algunos estudios actuales parecen avalar esta hipótesis como el estudio de Koodaryan, en el que los mejores resultados obtenidos por el Panavia F2.0[®] frente al RelyX Ultimate[®] se atribuyen a la mayor concentración de MDP que posee el primero de ellos (Koodaryan, 2017). A conclusiones muy similares llega Rohr en el cementado de restauraciones a base de circonio y de un PICN (Rohr, 2018).

Las resinas de composite utilizadas en operatoria dental llevan años usándose como cementos (Magne, 2004; Magne, 2009; Wegner, 2008) con el fin de minimizar algunos de los problemas que presentan estos últimos, fundamentalmente la contracción de polimerización. A mayor cantidad de relleno inorgánico, menor contracción de polimerización (Griffiths, 1999). Las resinas compuestas utilizadas para restauradora poseen una mayor cantidad de relleno inorgánico, pero su alta viscosidad dificulta en gran medida su uso como cemento. Diversos estudios concluyen que el precalentamiento de resinas de composite

nanohíbridas (como el Filtek Z500[®]) produce un descenso de la viscosidad y del espesor de capa de un 25%, y hasta del 70% en el caso de los microhíbridos (Knight, 2006; Blalock, 2006; Goulart, 2013). Las propiedades físicas y mecánicas no parece que sufran alteraciones cuando son sometidas a aumento de temperatura, así como su conversión de polimerización (Uctalsi, 2008).

En cuanto a los tratamientos de superficie aplicados a cada uno de los materiales restauradores, se ha seguido la pauta recomendada por los fabricantes, que se ajusta a los procedimientos habituales según la composición química y estructura de los mismos: grabado con ácido fluorhídrico en el caso de las muestras de IPS e.max CAD[®] y VITA Enamic[®], y arenado con el sistema Cojet Sistem[®] de las muestras de Lava Ultimate[®] (Stawarczyk, 2012; Cura, 2016; Bella, 2017).

En la secuencia de preparación de las superficies de los materiales restauradores se aplicó una capa de silano en las muestras de IPS e.max CAD[®] y VITA Enamic[®]. En las de Lava Ultimate[®] no fue necesario, puesto que el adhesivo utilizado en el cementado (Scotchbond Universal[®]) lo incluye en su composición y el fabricante no lo considera necesario. Existe una controversia en cuanto a la necesidad de silanizar; sin embargo, la mayoría de autores recomienda su uso de forma individual o incorporado al agente adhesivo (Blixt, 1997; Shimada, 2002). El silano puede establecer puentes de unión entre la cerámica, concretamente con el sílice que puedan contener dichas porcelanas, y la resina adhesiva (Bieniek, 1993), además de aumentar la mojabilidad de la porcelana al disminuir su tensión superficial (Albers, 1988). En el caso en el que se ha llevado

a cabo un chorreado con el sistema Cojet Sand[®] (Lava Ultimate[®]) se ha demostrado que aparece una cantidad considerable de sílice, que justificaría el uso del silano (Román, 2006 y 2009; Della Bona, 2007).

Decidimos que, para no introducir más variables en el estudio, íbamos a emplear cada uno de ellos con el protocolo de adhesión que recomienda cada casa comercial. Esto nos permitiría establecer una comparativa entre las propuestas de solución restauradora de las distintas marcas. Todas ellas proponen el uso de un sistema adhesivo y de un tratamiento específico de la superficie del material, y en ninguna indica como primera opción el empleo de cementos autoadhesivos. Poggio realizó un estudio de cizalla en el que comparaba la adhesión de Lava Ultimate[®] con tres protocolos de cementado, siendo el cemento autoadhesivo el que peores valores de adhesión proporcionaba (Poggio, 2016). Al tratarse de materiales con pocos años en el mercado, pueden existir protocolos alternativos, con mayor o menor eficacia, y por ello se necesitan más estudios a este respecto en un futuro.

Por tanto, en los tres grupos de IPS e.max CAD[®] se utiliza el adhesivo Excite[®], en los de Lava Ultimate[®] el Scotchbond Universal[®] y en los de VITA Enamic[®] el VITA A.R.T Bond[®].

6.2 DISCUSIÓN DEL MÉTODO.

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 cizalla cumplen ambos requisitos.

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). La resistencia al cizallamiento puede ser definida como la carga necesaria para producir una fractura en la interfase de unión entre dos materiales cuando se aplican fuerzas paralelas de sentido contrario. En nuestro estudio, hemos elegido la prueba de cizallamiento por considerar que reproduce muy bien muchas situaciones de la dinámica máxilo-mandibular sobre las posibles restauraciones.

Blatz, Sadan y Kern, en su revisión sobre el estado de la situación de la unión cerámica-resina, afirman que el ensayo de cizalla es el método más utilizado para valorar la adhesión entre estos dos materiales (Blatz, 2003).

El diseño de nuestro ensayo de cizalla está basado en las recomendaciones de la CRA (CRA, 2002), además de haber contrastado que el diseño de ensayo, la disposición de las muestras, el número de las mismas, la velocidad de avance de la carga y otros parámetros son muy similares a las que han llevado a cabo diversos autores (Atsu, 2006; Blatz, 2007; Román, 2010).

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 (EE.UU.) no se llegó a un consenso sobre cuál era el test más adecuado, pero sí pusieron de manifiesto que 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 micro-tensión el que se está empleando con más asiduidad. Los estudios de microtracción, que tanto auge han adquirido en la última década, también poseen importantes limitaciones, fundamentalmente derivadas de la dificultad técnica en la preparación de las muestras (que va en contra de uno de los principios del test ideal antes mencionado) que dan lugar a numerosos fallos, antes de la prueba, que pueden alterar los resultados (Pashley, 1999).

Si a este hecho le sumamos que dos de los materiales estudiados son de muy reciente aparición en el mercado, es lógico que la bibliografía con estudios similares al nuestro sea muy reducida. En el artículo de revisión de Spitznagel, realizado en 2014, constatan que no hay artículos de estudios *in vitro* que se refieran a la adhesión de materiales cerámicos-poliméricos (Spitznagel, 2014).

Tal y como se refleja en el artículo de Scherrer, de revisión bibliográfica sobre la comparación directa de los resultados de resistencia adhesiva con diferentes métodos de experimentación (Scherrer, 2010), en todos los adhesivos que estudiaron, la tendencia fue que los resultados de los macro-test (cizalla y tensión) proporcionaban valores de resistencia adhesiva menores que los micro-test (microcizalla y microtensión). O dicho de otro modo: cuanto más pequeña es

la superficie de adhesión, mayores son los valores de resistencia adhesiva. Por ello, no podremos establecer comparativas directas entre artículos que no empleen la misma metodología, en el que haya variación sobre el tamaño de las superficies de las muestras, aunque sí que podremos valorar las tendencias, y cuáles son los materiales o cuales los protocolos de adhesión que ofrecen mejores valores.

En el estudio de Dünder, se comparan los dos test más empleados, el de cizalla y el de microtensión, haciendo estudios de unión cerámica-núcleo (Dünder, 2007). Se encontraron diferencias significativas entre ambas metodologías. Los valores obtenidos con los ensayos de cizalla son significativamente más altos que los obtenidos con microtensión. Otra característica de los resultados que nos llamó la atención, es que las medias de resistencia en los materiales no están ordenadas del mismo modo, es decir, en cizalla se obtiene el valor más alto en Empress II[®] (Ivoclar Vivadent), después Finesse[®] (Dentsply), In-ceram[®] (VITA) y por último Empress I[®] (Ivoclar Vivadent). En microtensión, la mayor media la presenta Finesse[®], después Empress I[®], seguido de Empress II[®] e In-ceram[®] (ambas con los mismos valores). Estos datos nos hacen ser cautos a la hora de comparar resultados obtenidos con distinta metodología, ya que la resistencia adhesiva buena de una muestra sometida a un experimento de microtensión no implica que esta misma muestra tenga buenos resultados si le hacemos una carga de cizalla.

6.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.

6.3.1. Discusión de los resultados del ensayo de cizalla.

En los resultados obtenidos en nuestro estudio observamos que el grupo 1 (cerámica IPS e.max CAD[®] + cemento Variolink II[®]) es el que obtiene valores más altos de resistencia a la fractura. Esto concuerda con los datos teóricos sobre adhesión que nos revela la bibliografía consultada, por lo que pensábamos que los valores de resistencia adhesiva iban a ser superiores a los de los nuevos materiales. Esto puede estar justificado por el tratamiento de superficie al que sometemos este tipo de materiales restauradores, consistente en el grabado de su superficie con ácido fluorhídrico que crea unas irregularidades microscópicas que aportan una retención mecánica. Si a ésta le sumamos la unión química que se puede producir entre la superficie inorgánica de la cerámica y las fases inorgánicas poliméricas del cemento de resina gracias al uso del silano, se obtiene una resistencia adhesiva muy buena.

Pero esta hipótesis no se cumple para todos los cementos utilizados con el material restaurador cerámico. Los grupos 2 (cerámica IPS e.max CAD[®] + cemento Panavia F2.0[®]) y 3 (cerámica IPS e.max CAD[®] + composite Filtek Z500[®]) presentan valores más bajos, siendo además esta diferencia estadísticamente significativa. El grupo cerámica IPS e.max CAD[®] + cemento Panavia F2.0[®] (grupo 2) ofrece como ventaja una menor dispersión de los resultados, por lo que el uso de este cemento, aunque da valores menores que el grupo 1 es más previsible en su uso. No parece, pues, que la presencia de MDP (contenida en el Panavia F2.0[®]) suponga una ventaja a la hora de cementar restauraciones de cerámica IPS e.max CAD[®]. El composite precalentado Filtek Z500[®] obtiene resultados similares al Panavia F2.0[®], presentando además una

dispersión de resultados mucho mayor, que lo convierte en el cemento menos favorable de los tres que hemos testado. Por tanto, se observa que para el material restaurador cerámico IPS e-max CAD[®] existe un cemento, el Variolink II[®], que obtiene valores claramente superiores sobre los otros dos testados, de lo que podríamos inferir una recomendación clínica.

Algo similar ocurre entre los grupos del material restaurador Lava Ultimate[®], donde el grupo 4 (RNC Lava Ultimate[®] + cemento RelyX Ultimate[®]) obtiene unos valores de resistencia a la fractura claramente por encima de las otras dos combinaciones, aunque los niveles de significancia no son estadísticamente representativos. También podemos inferir de estos resultados que la utilización del cemento RelyX Ultimate[®] se presenta como el más recomendable para el cementado de restauraciones realizadas con Lava Ultimate[®]. Una vez más, la recomendación de la casa comercial es la que ofrece mejores resultados, aunque en este caso la variabilidad de resultados es mucho mayor que en el caso de la cerámica IPS e.max CAD[®]: no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos 1 y 4, pero el grupo 1 tiene menor dispersión. El estudio de Kogan, en 2014, avala nuestros resultados: se establece una comparativa para valorar cuál es el mejor tratamiento de superficie para el Lava Ultimate[®] combinando tres tipos de tratamiento (sin tratamiento, arenado con óxido de aluminio de 50 micrómetros y pincelado con monómero) y dos cementos de resina (ARC[®] y RelyX Ultimate[®], ambos de 3M ESPE), concluyendo que es la combinación de cemento RelyX Ultimate[®] y el arenado con óxido de aluminio la que obtiene mejores resultados (Kogan, 2014).

Vemos que, tanto para el material restaurador IPS e.max CAD[®] como para Lava Ultimate[®], el mejor resultado lo obtiene el cemento recomendado por la casa comercial. No ocurre lo mismo en los grupos de VITA Enamic[®], en este caso la combinación que obtiene mejores resultados es el de VITA Enamic[®] + Filtek Z500[®]. La diferencia frente a los otros dos cementos es clara (24,5MPa frente a 19,07 del grupo VITA Enamic[®] + VITA Duo Cement[®] y 19,37 del grupo VITA Enamic[®] + Panavia F2.0[®]) pero no es estadísticamente significativa. Ocurre con VITA Enamic[®] algo muy similar a Lava Ultimate[®], en el que uno de los cementos (Filtek Z500[®]) obtiene mejores resultados que el resto, aunque no se signifique estadísticamente. Observamos que el valor del grupo 9 (el mejor dentro de las combinaciones de VITA Enamic[®]) es muy semejante a los de los grupos 1 y 4 (los mejores resultados para IPS e.max CAD[®] y Lava Ultimate[®] respectivamente).

Al valorar los materiales de restauración en su conjunto y compararlos entre sí observamos unos valores de resistencia a la fractura prácticamente iguales: 20,82 MPa para IPS e.max CAD[®], y 20,98 MPa tanto para Lava Ultimate[®] como para VITA Enamic[®]. Estos valores, alrededor de 20 MPa, pueden considerarse clínicamente muy aceptables, y están muy por encima de los obtenidos en otros estudios, llevados a cabo con la misma metodología, de otros materiales restauradores como la porcelana aluminosa, que obtiene un valor medio de resistencia a la fractura de 8,94 MPa y 13,72 como valor máximo (Román, 2006), y el óxido de circonio, que obtiene una resistencia de 9,33 MPa de media (Román, 2010).

Cualquiera de las combinaciones de los tres materiales restauradores testados con los diferentes cementos obtiene una resistencia a la fractura que podemos considerar clínicamente aceptable, aunque recomendaremos un cemento para cada uno de los materiales: El Variolink II[®] (en este caso a su evolución comercial: Variolink Esthetic DC[®]) para las restauraciones de IPS e.max CAD[®], RelyX Ultimate[®] para las de Lava Ultimate[®] y el composite precalentado Filtek Z500[®] para el VITA Enamic[®].

En cuanto al tipo de fractura que se produce en los especímenes al aplicarles la carga de cizalla, llama la atención que más de la mitad de las mismas son de tipo cohesivo (55,6%): se produce bien en el material restaurador, bien en el cemento. En todos estos casos es evidente que la fuerza de adhesión propiamente dicha entre los dos materiales es superior a la que da lugar al fracaso del complejo material restaurador-cemento. También podemos resaltar que todos los fallos cohesivos que se producen en las muestras de Lava Ultimate[®] y VITA Enamic[®] se producen en el material restaurador y no en el cilindro de cemento, como cabría esperar en principio, mientras que en las muestras de IPS e.max CAD[®] las fracturas cohesivas se producen todas en el cilindro de cemento, concretamente en Variolink II[®], el único grupo de los tres de IPS e-max CAD[®] en el que aparecen fallos cohesivos. Estos resultados evidencian que los nuevos materiales restauradores testados son menos resistentes a la fractura que la porcelana IPS e.max CAD[®], como cabía esperar según el estudio de las propiedades físicas de estos materiales de Alberó y colaboradores (Alberó, 2015). Otros autores como Goujat, defiende que las propiedades mecánicas parecen

relacionarse más con la estructura que adoptan estos materiales que con la composición química (Goujat, 2018). En cuanto a los cementos, parece que el Variolink II[®] es el menos resistente de todos los cementos utilizados, puesto que es el único con fracturas cohesivas, pero esto puede ser debido a la alta resistencia a la fractura de la porcelana IPS e.max CAD[®] y a la fuerte unión adhesiva que se produce entre ésta y el cemento Variolink II[®], que ofrecen los valores de resistencia a la fractura más altos de todo el estudio. En cuanto al resto de cementos que participan en nuestro estudio, ninguno de ellos presenta fractura cohesiva. Dos de ellos (Panavia F2.0[®] y Filtek Z500[®]) son utilizados con los tres materiales restauradores, manteniendo un comportamiento muy similar en todos los casos: las fracturas cohesivas se producen en el material restaurador y no en el cemento, con lo que cabría deducir que su resistencia a la fractura es mayor que la de Lava Ultimate[®] y VITA Enamic[®]. En el caso de la porcelana IPS e.max CAD[®] dan lugar mayoritariamente a fallos adhesivos, posiblemente debido a la mayor resistencia de dicha porcelana y a la menor unión química de los cementos, como hemos visto anteriormente.

Debido a la relativa novedad de los materiales híbridos testados no hemos encontrado muchos estudios que analicen la resistencia a la fractura o la adhesión a diferentes cementos de resina. Analizaremos a continuación aquéllos que guardan ciertas similitudes con el nuestro.

El primer estudio que hemos encontrado de adhesión similar al nuestro, de alguno de los materiales híbridos estudiados es el llevado a cabo por Kogan y colaboradores en 2014. Se analiza, mediante un ensayo de cizalla, la adhesión de

Lava Ultimate[®] con diferentes tratamientos de superficie a dos cementos de resina, siendo el arenado y el uso del cemento RelyX Ultimate[®] la combinación que mejores resultados obtiene, con valores entre los 20 y 27 MPa, y que coincide con las recomendaciones que hace la casa comercial y con los resultados de nuestro estudio. (Kogan, 2014).

Alp presenta un estudio en el que se valora el efecto de diferentes cementos y tratamientos de superficie en varios “polímeros cerámicos”: Cerasmart[®], Lava Ultimate[®] y VITA Enamic[®], adhiriéndolos con dos cementos: uno de polimerización dual (RelyX Ultimate[®]) y otro fotopolimerizable (Variolink Veneer[®]), a unos cilindros de composite y sometidos a un ensayo de cizalla. Aplica dos tratamientos de superficie a los materiales testados: arenado y silicatización. Obtiene unos valores entre 5,5 y 14 MPa. Concluye que el tipo de tratamiento y de cemento afecta a la fuerza de adhesión, aunque no a todos con el mismo patrón, por lo que se debe seleccionar el tipo de tratamiento de superficie y el cemento a utilizar según el tipo de material: el arenado y cemento dual es la combinación más adecuada para Lava Ultimate[®] y Cerasmart[®], mientras que para VITA Enamic[®] no destaca ninguna de las combinaciones sobre las demás. (Alp, 2018). Los valores de adhesión que obtiene están bastante por debajo de los valores obtenidos en nuestro ensayo, posiblemente por la variación en la metodología: hay dos interfases en cada espécimen, mientras que en el nuestro sólo hay una. En el tratamiento de superficie no aplica grabado ácido en ninguno de los grupos lo que, seguramente, podría haber aumentado la fuerza de adhesión en VITA Enamic[®] debido a su composición y estructura tan similar a las

porcelanas de silicatos. Y concluye diciendo que cada material va a responder mejor a un tipo de tratamiento de superficie y un tipo de cemento determinado, según su composición y estructura, tal y como observamos en nuestro estudio.

Cekic-Nagas y colaboradores realizan en 2016 un estudio similar, testando los mismos materiales que en el estudio anterior: Lava Ultimate[®], Cerasmart[®] y VITA Enamic[®], midiendo la fuerza de adhesión mediante un estudio de microcizalla donde las variables son el tratamiento de superficie (control y ácido fluorhídrico), los cementos utilizados (Variolink Esthetic[®], RelyX Ultimate[®] y G-CEM LinkAce[®]) y la aplicación o no de termociclado. VITA Enamic[®] ofrece los valores más altos de adhesión (8,7 MPa), siendo estadísticamente significativos frente a los de Cerasmart[®] (7,6 MPa) y Lava Ultimate[®] (7,2 MPa). La mayor fuerza de adhesión de VITA Enamic[®] la atribuye a la diferente microestructura que presenta frente a los otros dos materiales: Lava Ultimate[®] y Cerasmart[®], muy similar a la de los composites al absorber más cantidad de agua. Los resultados, en función de los cementos utilizados, son: 10 MPa para el RelyX Ultimate[®], 7,5 MPa para el Gcem LinkAce[®] y 6 MPa para el Variolink Esthetic[®], siendo las diferencias estadísticamente significativas. No existen diferencias estadísticamente significativas entre la realización o no del tratamiento de superficie, que justifica por el uso de cementos de resina con agente de unión silano y la presencia de MDP en los cementos RelyX Ultimate[®] y G-CEM LinkAce[®]. El termociclado disminuye de manera significativa la fuerza de adhesión. En cuanto al tipo de fallo, es mayoritariamente adhesivo, de manera muy significativa en Lava Ultimate[®] y Cerasmart[®]; no así en VITA Enamic[®],

donde el 40% son fallos cohesivos, debido a la fuerte unión a la cerámica según los autores (Cekic-Nagas, 2016). De nuevo se presentan resultados de fuerza de adhesión inferiores a los nuestros, con una metodología muy similar, puesto que aplica el término de micro cizalla a una superficie de adhesión circular de 3,6 mm de diámetro, muy parecida a la de nuestro estudio, de 4,5 mm. Y en este caso sí que destaca uno de los materiales utilizados (VITA Enamic[®]) frente a los otros, con unos valores de adhesión estadísticamente superiores, así como un cemento (RelyX Ultimate[®]) frente a los otros dos como el que mejores resultados de adhesión obtiene. Sorprende que la aplicación del tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico no dé lugar al aumento significativo de los valores de adhesión en VITA Enamic[®], más aún cuando en el propio artículo se pone de manifiesto, mediante el uso de microscopía electrónica, el aumento considerable de la micro rugosidad de este material tras el tratamiento de superficie, que no ocurre en los otros dos materiales.

Komurcüoglu y colaboradores llevan a cabo un estudio de adhesión entre diferentes materiales restauradores (IPS e.max CAD[®], VITA Mark II[®], Lava Ultimate[®] y VITA Enamic[®]) y el cemento de resina Variolink N[®], aplicando diferentes tratamientos de superficie (arenado o grabado con ácido fluorhídrico) y la aplicación o no de un adhesivo universal (Scotchbond Universal[®]) mediante un test de flexión. Concluye que la aplicación de un tratamiento de superficie más el adhesivo universal mejora de manera significativa los valores de adhesión tanto para el Lava Ultimate[®] como para el VITA Enamic[®], mientras que sólo el tratamiento de superficie, sin el uso del adhesivo universal, apenas aumenta los

resultados del grupo control (Komurcüoglu, 2017). Este estudio aplica una metodología diferente, una carga de flexión, aunque no muy diferente de la cizalla, obteniendo resultados de fuerza de adhesión que llegan hasta los 100 MPa, muy por encima de los vistos en otros estudios. Parece que la mejora de la adhesión es consecuencia del uso de un adhesivo universal más que de los tratamientos de superficie, ya que cuando se aplican sin el adhesivo los valores de adhesión apenas mejoran con respecto al control. Los nuevos materiales, convenientemente adheridos obtiene valores de adhesión iguales a los de las cerámicas testadas, lo que viene a respaldar su uso clínico.

Rohr y colaboradores hicieron, en 2017, un interesante estudio de adhesión en el que pone a prueba la adhesión del PICN VITA Enamic[®] a dos cementos de resina: RelyX Unicem 2[®] (autoadhesivo) y RelyX Ultimate[®], con diferentes tratamientos de superficie y sometiénolo a un ensayo de cizalla tras su almacenamiento en agua a 37° durante 24 horas. Y lo compara con unas muestras de cerámica feldespática y otras de polímero, que supondrían los dos componentes del VITA Enamic[®] por separado. Concluye que los mejores resultados de adhesión (alrededor de los 14 MPa) se obtienen al tratar la superficie de VITA Enamic[®] con ácido fluorhídrico al 5 % entre 30 y 60 segundos junto con el silano y el adhesivo universal y cementando con RelyX Ultimate[®]. También concluye que, vistos los resultados de adhesión a las muestras de polímero, el uso del cemento RelyX Ultimate[®] junto con el adhesivo universal puede aportar una unión química a la parte polimérica del PICN testado (Rohr, 2017).

Recientemente se ha publicado un estudio en el que se comparaba tres cerámicas: IPS e.max CAD[®], VITA Mark II[®] y VITA Enamic[®]. (como vemos, el autor incluye a VITA Enamic[®] en el grupo de las cerámicas). Aplica diferentes tratamientos de superficie y los adhiere a un cemento de resina (Multilink-N[®], Ivoclar Vivadent) y, tras termociclarlos, los somete a un ensayo de cizalla. Los diferentes tratamientos de superficie consisten en la aplicación de un producto que unifica el grabado ácido y el silano en un solo paso (Monobond Etch&Prime[®], Ivoclar Vivadent) frente al uso del grabado con ácido fluorhídrico y silano por separado, y frente a la ausencia de tratamiento. En los casos donde se ha tratado la superficie del material restaurador, obtiene unos valores de resistencia a la fractura similares a los ofrecidos en nuestro estudio: entre 37 y 27 MPa para la porcelana IPS e.max CAD[®] y entre 21 y 25 MPa para VITA Enamic[®], siendo los valores más altos los que corresponden al uso de silano y ácido fluorhídrico por separado. En cuanto al tipo de fallo, cuando no se realiza ningún tratamiento de superficie el 100% son adhesivos y las cifras a las que se produce este fallo bajísimas: entre 1,6 y 3,4 MPa. (El-Damanhoury, 2018).

Presentaremos, a continuación, otros trabajos realizados con los materiales protagonistas de nuestro estudio, pero con distinta metodología: estudios *in vitro* de adhesión sometidos a un ensayo diferente, el de microtensión, en los que podremos igualmente valorar tendencias en el comportamiento de los materiales, aunque los valores absolutos no sean comparables.

En 2014, Elsaka lleva a cabo el que pensamos que es el primer estudio de adhesión de VITA Enamic[®] y Lava Ultimate[®]. Mediante un ensayo de

microtensión estudia diferentes tratamientos de superficie con un cemento dual autoadhesivo a las 24 horas y a los 30 días. Existen diferencias estadísticamente significativas según el tiempo transcurrido hasta el ensayo. Según el tratamiento de superficie hay diferencias en el caso de VITA Enamic[®]. Para VITA Enamic[®], el grabado con ácido fluorhídrico y la aplicación de silano ofrece resultados significativamente más altos que el arenado, el arenado más silano o el grabado ácido sin silano. Para el Lava Ultimate[®], no se presentan diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes tratamientos de superficie. Los valores de adhesión de VITA Enamic[®] son superiores a los de Lava Ultimate[®] (Elsaka, 2014).

Encontramos un estudio muy similar publicado en 2015 por Frankenberger, introduciendo dos cerámicas CAD-CAM como referencia (IPS e-max CAD[®] y Celtra Duo[®]), con diferentes tratamientos de superficie y dos cementos de resina. Los valores de adhesión obtenidos por Lava Ultimate[®] (17,9MPa) están muy por debajo de los obtenidos por los materiales cerámicos (entre 26 y 31 MPa), mientras que VITA Enamic[®] obtiene unos resultados más próximos a las cerámicas (23 MPa). Concluye diciendo que, bajo el adecuado protocolo de pretatamiento, ambos materiales obtienen valores de adhesión compatibles con un uso clínico satisfactorio (Frankenberger, 2015).

Peuman, en 2016, pone a prueba diversos materiales de restauración elaborados mediante técnica CAD/CAM entre los que se encuentran los tres con los que hemos trabajado nosotros, teniendo como variables el acondicionamiento de superficie y el tipo de cemento (uno autograbante y otro autoadhesivo). Tras el

test de microtensión se observa que para todos los materiales testados existe diferencia estadísticamente significativa de la fuerza de adhesión entre las muestras sometidas a algún tipo de tratamiento de superficie y las que no han sido tratadas. Finaliza el estudio afirmando que la fuerza de adhesión está relacionada con el tratamiento de superficie al que sometemos a los materiales restauradores, siendo éste diferente según el material, por lo que aconseja determinar un patrón de cementado individualizado para cada material (Peuman, 2016).

Mediante un test de microtensión, Vidal estudia la influencia de diferentes tipos de tratamiento de superficie a la adhesión a dentina de VITA Enamic[®], Lava Ultimate[®] y una cerámica (VITABlock Mark II[®]) con un cemento de resina (RelyX Ultimate[®]) tras someter las muestras a termociclado. Observamos en este caso una metodología muy diferente a la realizada en nuestro estudio, puesto que los materiales restauradores se adhieren a dentina mediante un cemento, lo que significa que existen dos interfases de unión: material restaurador-cemento y cemento-dentina. Una vez más observamos que cada uno de los materiales testados responde de manera diferente: para VITABlock Mark II[®] el grupo de muestras sometido a arenado y grabado con ácido fluorhídrico es el que mejores resultados obtiene; Lava Ultimate[®] adhiere mejor tras el arenado, mientras que en las muestras de VITA Enamic[®] los mejores resultados se presentan tras el arenado, pero sin diferencias estadísticamente significativas con la combinación de arenado+grabado con ácido fluorhídrico. En cuanto a los tipos de fractura que se presentan tras el test de microtensión, son casi exclusivamente adhesivas (98%) en VITABLOCKS[®] Mark II y VITA Enamic[®], mientras que en las muestras de

Lava Ultimate[®] aparecen un 22% de fracturas cohesivas, lo que pone de manifiesto que este material es menos resistente a la fractura. Y, en conjunto, el Lava Ultimate[®] es el material restaurador que mejores resultados de adhesión obtiene (Vidal, 2015).

En una línea muy similar encontramos el estudio de Bellan, que, en 2017, somete a un test de microtensión diversos materiales restauradores elaborados por CAD/CAM: VITA Mark II[®], VITA Suprinity[®], Lava Ultimate[®] y VITA Enamic[®]. Sin termociclado previo y adhiriéndolos a dentina con tres cementos: uno autoadhesivo, uno autograbante y otro convencional. En los resultados no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el uso de cemento convencional y autoadhesivos. VITA Enamic[®] y Lava Ultimate[®] obtienen valores superiores estadísticamente significativos a las cerámicas testadas. Estos resultados los atribuye al módulo de elasticidad de los materiales, que es más favorable en el caso de VITA Enamic[®] y Lava Ultimate[®] (Bellan, 2017).

Otro estudio de adhesión a dentina de materiales híbridos es el realizado por Capa. Se someten a un test de microtensión muestras de Lava Ultimate[®] y de Cerasmart[®] tras la aplicación de diferentes tratamientos de superficie y el uso de dos cementos de resina (NX3 Nexus[®] y RelyX Ultimate[®]) y posterior termociclado de las muestras. Los valores de adhesión obtenidos para las muestras de Cerasmart[®] oscilan entre 45 y 48 MPa; y para las de Lava Ultimate[®] entre 27 y 28 MPa, muy similares a las de nuestro estudio. La diferencia entre los materiales es estadísticamente significativa y los autores la justifican por la diferente microrrugosidad y la diferente composición del microrelleno.

Curiosamente, los autores catalogan a Lava Ultimate® como resina nanocerámica mientras que a Cerasmart® como resina composite, siendo ambos materiales extremadamente similares en su composición. No encuentra diferencias entre los dos tipos de cementos utilizados (Capa, 2018).

Por último, analizamos tres estudios *in vivo* que se han presentado en 2018 de alguno de los materiales híbridos de nuestro estudio. Es evidente que la metodología de trabajo no es comparable con nuestro estudio *in vitro*, aunque vienen a corroborar que su uso clínico ofrece tasas de supervivencia razonables y comparables a materiales ampliamente utilizados como son las porcelanas y las resinas de composite.

Zimmerman presenta un estudio clínico a 2 años de 42 restauraciones, realizadas con Lava Ultimate® unitarias, cementadas en molares y premolares en 30 pacientes con cemento de resina Variolink II® y un tratamiento de superficie con el sistema Cojet® y silanizado. Se presentan 3 descementados y 2 fracturas de tejido dentario, lo que supone una tasa de supervivencia del 85,7%. El autor concluye que Lava Ultimate® es un material recomendable para la elaboración de restauraciones unitarias parciales debido a las ventajas que este material aporta, a falta de estudios a más largo plazo (Zimmerman, 2018).

En el estudio clínico de Lu se valoran 101 restauraciones parciales realizadas con dos materiales CAD/CAM: VITA Enamic® y VITAblocks Mark II® para la restauración de dientes posteriores endodonciados a los tres años de su cementado. Se aplica el mismo tratamiento de superficie a los dos materiales de restauración y el mismo cemento de resina de polimerización dual y obtiene una

tasa de supervivencia del 97% para las restauraciones de VITA Enamic[®] y del 90,7 para VITAblocks Mark II[®], no habiendo diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos. Concluyen los autores que VITA Enamic[®] parece ser una alternativa prometedora para realizar este tipo de restauraciones protodónticas, a falta de estudios a más largo plazo (Lu, 2018).

El estudio clínico prospectivo de Spinatzel plantea la supervivencia a 5 años de restauraciones parciales de VITA Enamic[®] cementadas con Variolink II[®]. A los tres años la tasa de supervivencia es del 96,4%. El autor concluye que estas cifras son favorables y comparables a las obtenidas en otros estudios con restauraciones de cerámica y de composite (Spinatzel, 2018).

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

Tras el ensayo de cizalla, todos y cada uno de los especímenes fueron sometidos a observación, mediante microscopía óptica, para determinar qué tipo de fallo se había producido. Este análisis se realizó con un microscopio óptico Nikon[®] SMZ-10^a y con una cámara fotográfica Nikon[®] microfot FX a 10 aumentos (10x). Consideramos que, al igual que otros autores (Chang, 2003; Román, 2010; Vidal, 2015) era suficiente para determinar el tipo de fallo que se había producido, tal y como se puede observar en las imágenes mostradas en el capítulo de resultados (Figs. 14-16).

Tal y como se describe en el apartado de material y método, determinamos tres posibles tipos de fallo: cohesivo (del material restaurador o del cemento),

adhesivo y mixto. En el fallo mixto, la zona de fractura involucra tanto a una parte de uno de los materiales como a la interfase de unión entre ambos. Ésta es la clasificación de tipo de fallo que más frecuentemente hemos encontrado en la literatura revisada (Elsaka, 2014; Frankenberger, 2015; Vidal, 2015; Cekic-Nagas, 2016; Hu, 2016) y la que más se ajusta a lo ocurrido a los especímenes de este estudio tras el ensayo de cizalla. Otros autores, en cambio, se limitan a distinguir entre fallos adhesivos y cohesivos (Chang, 2003, Román, 2010; Hu, 2016).

En más de la mitad de las muestras ensayadas (55,6%), el fallo fue cohesivo. En todos estos casos, es evidente que la fuerza de adhesión entre el material restaurador y el cemento es mayor que la registrada por la máquina de medición en el momento de la muestra. Por ello, hablamos de resistencia a la fractura de nuestros especímenes, considerándolos un conjunto material restaurador-cemento en el que el fracaso de cualquiera de sus partes (material restaurador, interfase de unión, cemento) provocaría el fracaso de una restauración de este tipo en su uso clínico.

Al analizar el tipo de fallo en cada uno de los materiales restauradores, se observa un comportamiento diferenciado. En las muestras de cerámica IPS e.max CAD[®] se producen el mayor número de fallos adhesivos, 17 de un total de 21 fallos adhesivos que se produjeron en este ensayo. Y buena parte de estos 17 fallos se concentra en el grupo en el que el cemento utilizado fue Panavia F2.0[®] (grupo 3), lo que nos hace pensar que la presencia de la molécula MDP no parece aportar ventaja alguna en la adhesión de la porcelana IPS e.max CAD[®]. También se

observó que no se produce ningún fallo cohesivo en este material restaurador, lo que vino a confirmar la alta resistencia a la fractura de la porcelana IPS e.max CAD[®], mucho mayor que la de cualquiera de los cementos utilizados. En el grupo IPS e.max CAD[®] + Variolink II[®] (grupo 1), que es el que obtuvo el valor de resistencia a la fractura más alto de todo el estudio, se observó que en 9 de las 10 muestras el fallo cohesivo se produce en el cemento, lo que lo convierte en el elemento más débil del conjunto, probablemente debido a la alta resistencia a la fractura de la porcelana y a la magnífica adhesión que consigue este cemento sobre la porcelana tratada químicamente.

En las muestras de los materiales restauradores híbridos testados en nuestro estudio, se observó que la gran mayoría de los especímenes mostraron un fallo cohesivo que involucraba a dichos materiales restauradores y mixtos, en los que también se ha producido la rotura en al menos una parte del prisma embutido en escayola. Podríamos deducir de ello, tal y como cabía esperar, que los materiales híbridos demuestran menos resistencia a la fractura al ser sometidos a fuerzas de cizalla, como las que pueden aparecer en la masticación, que la porcelana IPS e.max CAD[®] que usamos a modo de grupo control, incluso menor que la de los cementos utilizados. Por otra parte, también se observó que la adhesión conseguida sobre estos materiales híbridos así como su resistencia hacen que obtengan valores de resistencia a la fractura equiparables a los obtenidos por los grupos de IPS e.max CAD[®].

7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del trabajo *in vitro* realizado, y tras haber valorado los resultados obtenidos mediante el análisis estadístico y la observación con microscopía, podemos establecer las siguientes conclusiones:

1.- Conclusiones respecto al objetivo general (adhesión).

Cualquiera de las combinaciones de los tres materiales restauradores testados con los diferentes cementos utilizados en el presente estudio obtiene, tras el ensayo de cizalla, una resistencia que podemos considerar clínicamente adecuada; tanto en lo que respecta a la adhesión como en la resistencia de los materiales testados.

2.- Conclusiones respecto al ensayo de cizalla.

El grupo que ha obtenido los valores más altos de todo el estudio corresponde a la combinación de la cerámica IPS e.max CAD[®] con el cemento Variolink II[®].

Para cada uno de los materiales restauradores existe un cemento que obtiene un resultado de resistencia a la fractura destacado sobre los demás, de lo que podemos inferir una recomendación clínica:

2.1.- Para la la cerámica IPS e.max CAD[®] es el cemento Variolink II[®] el que mejor resultado obtiene, con una diferencia estadísticamente significativa frente al cemento Panavia F2.0[®] y al composite Filtek Z500[®].

2.2.- Para Lava Ultimate[®] se obtienen los valores más altos de resistencia a la fractura con el cemento de resina RelyX Ultimate[®].

2.3.- Para VITA Enamic[®] es el composite precalentado Filtek Z500[®] el que obtiene los mejores resultados, aunque la diferencia con los otros dos no es estadísticamente significativa.

3.- Conclusiones respecto al tipo de fractura.

En cuanto al tipo de fractura, el 55,6% son de tipo cohesivo, las adhesivas suponen el 23% y las de tipo mixto el 21.1%.

3.1.- Todos los fallos cohesivos que se producen en las muestras de Lava Ultimate[®] y VITA Enamic[®] aparecen en el material restaurador y no en el cilindro de cemento, justo al contrario que en las muestras de IPS e.max CAD[®], concretamente en los de Variolink II[®].

3.2.- Los fallos adhesivos aparecen mayoritariamente en las muestras de la cerámica IPS e.max CAD[®] cuando los cementos utilizados son Filtek Z500[®] y Panavia F2.0[®].

8. BIBLIOGRAFÍA

A

Ab-Ghani Z, Jaafar W, Fon Foo S, Mohamad D. Shear bond strength of computer-aided manufacturing feldespatic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *J Conservative Dentistry* 2015; 18: 355-9.

Abadie MJ. Materiaux composites en odontologie, composition clinique et reaction de prise. *Act. Stomatol* 1984; 147: 363-83.

Abboud M, Stark H. Volkeramische restaurationen im front-und seitenzahubereich (All-ceramic restorations in the front and posterior región). *Quintessence* 2003; 54: 1295-302.

Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Labaig C. Comportamiento de la porcelana de recubrimiento en coronas de óxido de circonio tras someterlas a carga estática. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2011; 2: 105-12.

Agustín-Panadero, R. 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 Universidad de Valencia 2010.

Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Román-Rodríguez JL, Granell-Ruíz M, Labaig C. Behavior of porcelain-veneered zirconium oxide restorations after static load. J Dent Res 2011; 90 (Spec Iss B): IADR abstr 291.

Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera® all-ceramic copings. J Contemp Dent Pract 2008; 2: 33-40.

Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. J Clin Exp Dent 2015; 7(4): e495-500.

Albers HF. Odontologia Estetica 1988 1ª ed. Ed. Labor S.A. Barcelona 18-72, 363-83.

Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of different resin cements and surface treatment on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. J Prosthet Dent 2018; 120: 454-60.

Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8(5): 525-46.

American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>. Accessed March 17, 2015.

Anderson. Materiales de aplicación dental. Ed. Salvat 1988; 194-99.

Ashizula M, Kyojara H, Okuno T, Kubta Y. Fatigue behavior of tetragonal zirconio polycrystals (Y-TZP) containing 2 and 4 mol % Y₂O₃ (Part 2). *J Ceram Soc Jpn Inter Ed* 1988; 96: 731-6.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of a silorane-based resin composite and four methacrylate-based composites. *European Cells and Materials* 2005; 10(supplement 4), 8.

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldespathic all-ceram CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 117-23.

Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 430-36.

Auther A, Maurette A. Technologie des composites Encyclopedie Medico-Chirurgicale; 3, 1982 Tomo 7 23065 G-10.

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 587-93.

B

Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 6-12.

Bähr N, Keul CH, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2013; 32(3): 492-501.

Barrientos G. 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. 2010. Santiago. Universidad de Chile.

Batalha-Silva S, Caldeira de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Materials* 2013; 29: 324-31.

Behn A, Kaufmann-Jinoaian V. Veneers de cerámica con cerec. Quintessence técnica (ed. esp.)2001; 12(7): 390-400.

Bellan MC, Cunha PFJS, Tavares JG, Mota EG. Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. Braz Oral Res 2017; 31: e109

Bienek K, Spiekermann H. Sistemas de coronas y puentes totalmente cerámicos innovadores: una evaluación crítica (I). Quintessenz 1993; 44: 529-42.

Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM Crown copinngs: strength and fracture pattern. J Oral Rehabil 2006 jul; 33 (7): 520-8

Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperatura on unpolymerized composite resin film thickness. J Prosthet Dent 2006; 96: 424-32.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent 2003; 89:2 68-74.

Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to Zirconia. Quintessence Int 2007; 38:745-53.

Blixt et al. Shear bond strength of luting cements to alumina and dentin. J Dent Res 76 (IADR abstracts) 1997. N°468

Bottino M, Campos F, Ramos N, Rippe M, Valandro L, Melo L. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. Oper Dent 2015; 40(3): e83-91.

Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res 1956; 35(3): 360-9

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues I-V J.Dent.Res. 1961; 44: 890-5.

C

Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. N Y J Dent. 1983; 53 (6): 255-9.

Capa N, Can Say E, Celebi C, Casur A. Dent Mater J 2018. Oct.5. doi: 104012/dmj 2017-442 epub.

Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu P, Lassila L. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. J Prosthodont Res 2016; 60: 265-73.

Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 30: 18-23.

Chen Ch, Trinitade FZ, Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* 2014; 30: 954-62.

Coli P, Karlsson S. Fit of New Pressure-Sintered Zirconium Dioxide Doping. *Int J Prosthodont* 2004;17; 1:59-64.

CRA Newsletter. Zirconia supported ceramic fixed prosthesis. Noviembre 2004; 28: 2-4.

CRA Newsletter Volumen 16, Número 8 Agosto 2002.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanicals properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013 Apr; 29(4): 419-26.

Cura M, González-González I, Fuentes V, Ceballos L. Effect of surface treatment and aging on bond strength of composite resins onlays. *J Prosthet Dent* 2016; 116 (3): 389-96.

D

Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. *Dent Mater* 2011; 27: e51-9.

Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater* 2007; 23: 769-765.

Doyle WA. *Current therapy in dentistry*. St Louis C.V. Mosby Co 1968: 843-847.

Duarte S, Botta AC, Meire M, Sadan A. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *J Prosthet Dent* 2008; 100(3): 203-10.

Duarte S, Sartori N, Cascione D, Phark JH. Ceramic-Reinforce Polymers: overview of CAD/CAM hybrid restorative materials. *QDT* 2014; 32-48.

El-Damanhoury HM, Gaintzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: etching efficacy and bonding performances. *J Prosthodont Res* 2018; 62(1): 75-83.

E

El Zawi H, Kaizer M, Changthai A, Moraes R, Zang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance fatigue fracture and wear. *Dent Mater* 2016; 32(11): 1352-61.

Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014; 16(6): 531-40.

Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater* 2011; 27(6): 590-97.

F

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D. Clinical evaluation of CAD/CAM-generated composite inlays: ten-year report. *J Dent Res* 2011; 90 (special issue A) Abstr. No. 0379.

Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 2013; 21:115-20.

Fabbri G, Zarone Z, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, et al. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014; 34(2): 1-15.

Fasbinder, D.J., Dennison, J.B., Heys, D., and Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc* 141 Suppl 2, 10S-14S.

Fons A, Solá MF, Martínez A, Casas J: Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 2001; 6(6): 645-56.

Fons A, Solá MF, Granell M, Oteiza B. Cofias internas para jackets diseñadas y maquinadas por ordenador: sistema AllCeram. *Rev Int Prótesis Estomatolog* 2002; 4(1) :48-55.

Fonseca RG, Martins SB, De Oliveira Abi-Rached F, Dos Santos Cruz CA. Effect of different airborne-particle abrasion/bonding agent combinations on the bond strength of a resin cement to a base metal alloy. *J Prosthet Dent* 2012;108(5): 316-23.

Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-years follow-up Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36(2): 105-13.

Frankenberger R, Taschner M, García-Godoy F, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent* 2008; 10(5): 393-8.

Frankenberger R, Hartman VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braum A, Roggendorf M. Adhesive lutions of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2015;18(1): 9-20.

Fuentes MV, Ceballos L, González- López S. Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17(3): 717-24.

G

González V, González I, Cura M, Ceballos L. Resistencia adhesiva a la dentina de restauraciones indirectas de composite. *Gaceta dental* 2014; 254: 84-94.

Gonzalo Iñigo, E. Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio. Tesis doctoral. Madrid, España, Universidad Complutense de Madrid 2007.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva N, Bonfante EA. A New Classification System for All-ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 227-35.

Griffiths BM, Naasan M, Sherriff M, Watson TF. Variable polymerization shrinkage and the interfacial micropermeability of a dentin bonding system. *J Adhes Dent* 1999; 1: 119-31.

Goulart M, Damin DF, Melera R, Conceicao AD. Effect of preheating composites on film thickness. *J Res Dent* 2013;1: 274-80.

Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin CH, Pradell N, Seux D, Grosgeat B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent* 2018; 119 (3): 384-89.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 441–8.

H

Haller B, Hassner K, Moll K. Marginal adaptation of dentin bonded ceramic inlays: effects of bonding systems and luting resins composites. *Oper Dent* 2003; 28 (5): 574-84.

Hauptman H et al. Material properties of all ceramic zirconio protheses. *J Dent Res* 2000; 79 :507.

Haster P. Tecnología de la cerámica. *Revista Española de Estomatología* 1991; 1: 387-94.

He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental simulation. *J. Mater Sci Mater Med* 2011 jul; 22(7): 1639-43 Epub 2011 May26.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.

Heo F, Lau A. Fracture resistance of restorative materials subjected to Cumulative Impact Load. *AADR*. 2012. p. 240.

Hirata R. TIPS: Claves en Odontología Estética. 1ª ed. Buenos Aires: Médica Panamericana. 2012: 39-44.

Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. N Y State Dent J 1983; 49 (6): 401-3.

Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. Dent Mater 2016; 32: 223-32.

Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. Dent Mater 2004; 20: 498-508.

K

Kaiser M, Wasserman A, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In Ceram Classic: a systematic review. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2006; 116(2): 120-8.

Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater 2008; 24: 289-98.

Kern M, Wegner SM. Bonding to Zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 1998; 14: 64-71.

Kern Manfred. Técnica asistida por ordenador para coronas y puentes con nuevas perspectivas. Quintessence técnica (ed esp) 2005; 16:297-304.

Keul C, Martin A, Wimmer Y, Roos M, Germet W, Stawarzyck B. Tensile bond strength of PMMA-and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. Int J Adhes 2013; 46:122-7.

Knight JS, Fraughn RG, Norrington D. Effect of temperature on the flow properties of resin composite. Gen Dent 2006; 54: 14-6.

Kogan FE, Zamora ZI, Díaz RRM. Evaluación de diferentes opciones de acondicionamiento y cementación de Restauraciones a base de resina CAD/CAM. Oral 2014; 15(47): 1067-69.

Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. Int J Comput Dent 2012; 15:159–64.

Komürçüoğlu M, Sagirkaya E, Tulga A. Influence of different Surface treatments on bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to resin cement. J Adv Prosthodont 2017; 9: 439-46.

Koodaryan R, Hafezeqoran A, Maleki A. The effect of resin cement type and cleaning method on the shear bond strength of resin cements for recementing restorations. *J Adv Prosthodont* 2017; 9: 110-117.

Kurbad A, Kurbad S. A new hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *Int J Comput Dent* 2013; 16: 69-79.

L

Land CH. Porcelain dental art. *Dental Cosmos* 1903; 65: 615-20.

Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crown and bridges in general dental practice. *J Oral Rehabil* 1985; 12 (6): 515-28.

Lagos Flores E, Solá Ruiz MF, Román Rodríguez JL, Granell Ruiz M. Estudio clínico longitudinal de los puentes de IPS_Empress 2: Resultados a los seis años. *Rev Int Prot Estomatol* 2007; 9 (3): 199-206. Premio SEPES-Gascón 2006.

Lüers AK, Pongrueksa P, De Munk J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater* 2014, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.11016> .

Lüthy H, Filser F, Gauckler, Filser F, Schäser P. Reliability of DCM machined zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas. J Dent Res 1999; 78:2005.

M

Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser U. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. Int J Periodontics Restorative Dent 2000; 20: 441-57.

Magne P, Belser U. Bonded porcelain restoration in the anterior dentition: a biomimetic approach. Chicago: Quintessence; 2002: 23-55.

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. Int J Periodontics Restor. Dent [Internet]. 2003 Dec;23(6):543–55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14703758>.

Magne P, Belser U. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético. Barcelona: Quintessence; 2004. P 336-36.

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. Int J Periodontics

Restor Dent [Internet]. 2003 Dec;23(6):543–55. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14703758>.

Magne P, Magne M, Belser UC. Adhesive restorations, centric relation and the Dahl Principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. *Eur J Esthet Dent* 2007; 2: 260-73.

Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2005; 94(6): 511–9.

Magne P, Magne M, Belser UC. Adhesive restorations, centric relation and the Dahl Principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. *Eur J Esthet Dent* 2007; 2: 260-73.

Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: A finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22 (5): 3-11. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16316797>.

Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-DAM composite rein overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Materials* 2009; 25: 1264-8.

Mainjot A. K, Dupont NM, Oudkerk J C, Dewael T Y, Sadoun M J. From Artisanal to CAD-CAM Blocks State of the Art of Indirect Composites. *Journal of dental research* 2016; 95(5): 487-95.

Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006; 37(4): 253-9.

McLean JW. The alumina reinforced porcelain jacket crowns. *JADA* 1967; 75 (3): 621-8.

McLean J W. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131:107–11.

Mehta D, Shetty R. Bonding to zirconia: elucidating the confusion. *Int Dent SA* 2010;12 (2) :46-52.

Morig G. Aesthetic all-ceramic restorations: a philosophic and clinical review. *Prac Periodontics Aesthet Dent* 1996; 8 (8):741-9.

N

Nagas IC, Ergun G, Egilmer F, Vallittu PK, Lassila LV. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block material. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 265-73.

Nguyen JF, Migonney V, Ruse D, Sadoun MJ. Properties of experimental urethane dimetacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermopolymerization under high pressure. *Dent Mater* 2013; 29: 535-541.

O

Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 504-9.

Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int Prosthodont* 2008; 21(1): 53-9.

Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to glass infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 335-339.

P

Padrós JL. Adhesión dental: pautas de actuación clínica. Barcelona: Ediciones especializadas Europeas 2009: 108-16.

Park JH, Choi YS. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2016; 8(4): 275-84.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhesiv Dent* 1999; 1: 299-309.

Perelmuter S. Évolution du concept “In-Ceram”. *Les cahiers de prothèse* 1993; 83: 87-93.

Peuman M, Valjakova EB, DE Munck j, Mischevska CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 2016;18 (4): 289-302.

Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing. *Clin Oral Invest* 2002; 6: 189-97.

Pröbster L, Diehl J. Cerámica aluminosa de colado fraccionado para restauración de coronas y puentes. *Quintessence (ed. Esp.)* 1993; 6:437-44.

Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (II). *Quintessence Int* 1997; 48: 1069-85.

R

Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper H., Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 214-6.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.

Raigrodski AJ. Materials for all-ceramic restorations. *J Esthet Rest Dent* 2006; 18 (3): 117-8.

Re D, Augusti D, Sailer I, Spreafico D, Cerutti A. The effect of surface treatment on the adhesion of resin cements to Y-TZP. *Eur J Esthet* 2008; 3:186-96.

Rippe MP, Monaco C, Missau T, Wandscher VP, Volpe L, Scotti R, Bottino MA, Valandro LF. Survival rate and load to failure of premolars restored with inlays: An evaluation of different inlay fabrication methods. *J Prosthet Dent* 2018. Article in press.

Rodriguez DR, Pereira NA. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontológica venezolana* 2008; 46(3): 381-92.

Rohr N, Flury A, Fischer J. Efficacy of a universal adhesive in the bond strength of composite cements to polymer-infiltrated ceramic. *J Adhes Dent* 2017; 19:417-24.

Rohr N, Brunner S, Märtin S, Fischer J. Influence of current type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implants. *J Prosthet Dent* 2018; 119: 138-45.

Román Rodríguez JL, Martínez González A, Solá Ruiz MF, Casas Terrón J, Bruguera Álvarez A. Resolución de un caso clínico con frentes laminados de porcelana feldespática tras un tratamiento de ortodoncia. *Dental Dialogue* 2006; 4:42-51.

Román Rodríguez JL, Martínez González A, Amigó Borrás V, Labaig Rueda C, Solá Ruiz M^a F. Estudio experimental in vitro de la adhesión de dos cerámicas de óxidos a cementos de composite: Ensayo de cizalla. *Rev Int Prot Estomatol* 2006; 8 (2): 183-92.

Román Rodríguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Amigó-Borrás V, Busquets-Mataix D, Vicente-Escuder A. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009; 1;14(1): e95-100.

Román Rodríguez JL. Estudio experimental in vitro de la adhesión entre la cerámica de óxido de circonio y distintos cementos de resina compuesta. Tesis Doctoral. Valencia 2010.

Román Rodríguez JL, Martínez González A, Amigó Borrás V, Labaig Rueda C, Solá Ruiz M^a F. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15: 95-100.

Román Rodríguez JL, LLambés G, Fons-Font A, Agustín-Panadero R, Solá Ruiz M^aF. Cementado adhesivo de las restauraciones cerámicas (I). *Oris* 2016; 2(87): 6-14.

S

Sadan A, Blatz M, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25(4) :343-9.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 86-96.

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri, LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 217-26.

Schulte AG, Vockler A, Reinhart R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *J Dent* 2005; 33 (5): 433-42.

Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8 (3): 239-46.

Sillas Duarte J, Sartori N, Cascione D, Phark JH. Ceramic reinforced Polymers: Overview of CAD/CAM Hybrid restorative Materials. *QDT* 2014; 33-48.

Shillinburg HT. Atlas de tallado para coronas. 1ªed. Berlín. Quint. Books 1976.

Solá MF, Labaig C, Suárez MJ. Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: sistema IPS-Empress 2. *Rev Int Prótesis Estomatolog* 1999; 1: 41-7.

Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strenght of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002; 18 (5): 380-8

Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strengths of etched porcelain. *J Dent Res* 1983; 62: IADR abstr 1099.

Smedberg JJ, Ekenback J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1998; 1 (2): 145-9.

Soares CJ, Giannini M, Oliveira MTD, Paulillo LAMS, Martins LRM. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *Journal of Applied Oral Science* 2004; 12(1): 45-50.

Solá Ruiz MF. Estudio de los factores que determinan el color de las restauraciones dentales de porcelana: análisis experimental in vitro conespectrofotometría. Tesis doctoral. Valencia 1997.

Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc* 2008; 139 (9 suppl):19S-24S.

Spinatzel FA, Scholz KJ, Strub JR, Vach K, Gierthmuehlen PC. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-years results of a prospective clinical study over 5 years. *Clin Oral Invest* 2018; 22:1973-83.

Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan, M, Hämmerle C. 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* 2012; 107(2): 94-101.

Suárez ML, Pradíes GJ, Serrano B, Lozano JF. In-Ceram Zirconia: Alternativa estética en puentes posteriores. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2000; 2(5): 407-12.

Suárez MJ, González P, Pradíes G, Lozano JF. Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram. *Rev Int Prótesis Estomatológica* 2003; 5: 240-4.

T

Thornton I. Mechanical properties of dental dental resin composite CAD/CAM blocks. Tesis doctoral, The faculty of graduate and postdoctoral studies, The university of british Columbia 2014.

Tinschert J et al. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconio based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-8.

Touati B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodont Aesthet Dent*. 1996; 8: 657-66.

Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R. *Odontología Estética y restauraciones cerámicas 2000*. Barcelona, Masson. 132-4.

U

Uctalsi MB, Arisen HD, Lasilla LV, Valittu PK. Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites. *European J Dentistry* 2008; 2: 263-67.

V

Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry. Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009; 2: 130-51.

Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *Eur J Esth Dent* 2008; 3(2): 128–46.

Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. *Eur J Esth Dent* 2008; 3(3) :236–57.

Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esth Dent* 2008; 3(1): 30–44.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, et al. Dual cure luting composites. Part II: clinical related properties. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 57-62.

Vidal P. Efecto de diversos tratamientos de superficie sobre la capacidad de adhesión de varios materiales de restauración CAD/CAM. Tesis doctoral. Valencia, 2015.

Villarreal E, Sánchez Soler LA, Masip S, Espía Gómez A. Dióxido de circonio en odontología: un camino hacia la búsqueda del material ideal. *Dentum* 2007; 7(3): 113-7.

Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminium oxide-and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl.* 2005; 32(3):180-7.

W

Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2): 140-4.

Wagner WC, Aksu MN, Neme AM, Linger JB, Pink FE, Walker S. Effect of preheated resin resin composite on restoration microleakage. *Oper Dent* 2008. 33 (1): 72-78.

White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94 (2): 125-31.

Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to Zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 1: 45-50.

Z

Zimmer D, Gerds T, Strub JR. Survival rate of IPS- empress 2 all-ceramic crowns and bridges: three year's results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004; 114 (2): 115-9.

Zimmer S, Göhtlich O, Rütermann S, Lang H. Long term survival of Cerec restoration: a 10-years study. *Operative Dentistry* 2008; 33 (5): 484-487.

Zimmerman M, Koller C, Reymus M, Mehl A, Hickel R. Clinical evaluation of indirect particled-filled composite resin CAD/CAM partial crowns after 24 months. *J Prosthodont* 2018; 27 (8): 694-699.

