

# Georgina García Engra

## TESIS DOCTORAL

VALENCIA | 2021



---

### **Estudio *in vitro* de la resistencia a la fractura mediante carga estática de materiales de restauración CAD-CAM para el sector posterior: Influencia del tipo de material y de la técnica de adhesión.**

**UNIVERSIDAD DE VALENCIA**

Facultad de Medicina y Odontología  
Departamento de Estomatología  
Unidad Docente de Protopodancia y Oclusión

**DIRECTORES**

Profa. Lucía Fernández De Estevan  
Prof. Juan Luís Román Rodríguez  
Prof. Antonio Fons Font



VNIVERSITAT  
D VALÈNCIA

**Estudio *in vitro* de la resistencia a la fractura mediante carga estática de materiales de restauración CAD-CAM para el sector posterior:  
Influencia del tipo de material y de la técnica de adhesión.**

**Programa de Doctorado en Odontología  
Memoria de Investigación que presenta:**

**Georgina García Engra**

**Valencia, Abril 2021**

**Para optar al Grado de Doctor en Odontología  
por la Universidad de Valencia.**

**DIRECTORES**

**Profa. Dra. Lucía Fernández De Estevan**

**Prof. Dr. Juan Luís Román Rodríguez**

**Prof. Dr. Antonio Fons Font**



**VNIVERSITAT  
DE VALÈNCIA**

**Facultad de Medicina y Odontología  
Departamento de Estomatología  
Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión**



Doña **Lucía Fernández de Estevan**, Profesora Asociada del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, Don **Juan Luís Román Rodríguez**, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València y Don **Antonio Fons Font**, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.

## CERTIFICAN

Que el trabajo de investigación titulado **“Estudio *in vitro* de la resistencia a la fractura mediante carga estática de materiales de restauración CAD-CAM para el sector posterior: influencia del tipo de material y la técnica de adhesión”** del que es autora Dña. Georgina García Engra, 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 30 de abril de 2021.

Fdo.

Lucía Fernández de Estevan

Fdo.

Juan Luís Román Rodríguez

Fdo.

Antonio Fons Font



## AGRADECIMIENTOS

---

A los directores de este trabajo de investigación, por el tiempo que me han dedicado. Sin duda, finalizar esta memoria ha sido posible gracias a vosotros.

A **Lucía Fernández**, mi maestra. Agradecerle su dedicación, su respaldo y su orientación durante estos años. Gracias porque, como en alguna ocasión le he dicho, tiene la capacidad de motivar y exprimir a los alumnos que la rodean, sacando lo mejor de ellos mismos. Me has acompañado a crecer a nivel profesional y docente y, parte de lo que soy hoy en día te lo debo a ti.

A **Juan Luis Román**, mi maestro. Agradecerle su paciencia, su cuidado y su constante ayuda durante todos estos años. Gracias por enseñarme a progresar, con cautela, en esta profesión y por adentrarme en el mundo de la investigación, que tan satisfactorio ha resultado.

A **Antonio Fons**, por la confianza que ha depositado en mí. Gracias por tu disposición y tus aportaciones para finalizar esta memoria. He disfrutado y aprendido mucho en el camino.

A **Javier Casas**, por inculcarme los principios de mínima invasión y los valores para trabajar con cuidado y respeto. Gracias porque, aunque hubiera sido diferente en otras circunstancias, todo lo que me has enseñado también forma parte de esta memoria.

A **Eva González, Ole Andresen y Pepe Bustos**, quienes me han animado y apoyado en esta recta final. Gracias por vuestro cariño.

A **Rafael Gálvez**, del Departamento de Estomatología, por su atención y ayuda para conseguir esta meta.

A todos mis compañeros de Nuevas tecnologías, Rehabilitación y de Practicum del adulto de la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Universidad de Valencia.

A mi compañera de máster y amiga, **Begoña Martí**, por toda su ayuda a lo largo del desarrollo de esta tesis doctoral.

A **Blanca Serra y Celia Ruiz**, ha sido un placer compartir con vosotras este camino y, al fin, recoger sus frutos.

A **Enzo Melero**, por su gran ayuda dándole forma a esta memoria.



## DEDICATORIAS

---

A Tono Carbonell,  
el amor de mi vida.

A mi padre,  
por enseñarme que nada sabe mejor que lo que uno consigue por si mismo.

A mi madre,  
por su ímpetu, su vitalidad, su cariño y su dedicación.

A mi hermana,  
mi mayor tesoro. Por vivir mis logros y mis derrotas como si fueran tuyas también.





## INDICE

---

<b>1. INTRODUCCIÓN.</b>	13
<b>2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.</b>	17
2.1 Biomimetismo.	19
2.2 Restauraciones de recubrimiento parcial.	24
2.3 Materiales de restauración.	28
2.3.1 Cerámicas.	28
2.3.2 Resinas.	35
2.3.3 Materiales híbridos.	36
2.4 Unión Adhesiva.	40
2.4.1 Sistemas adhesivos.	41
2.4.2 Adhesión del cemento al diente.	44
2.4.3 Adhesión del cemento al material restaurador.	47
2.4.4 Cementos de unión.	49
<b>3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.</b>	51
<b>4. MATERIAL Y MÉTODO.</b>	55
4.1 Material.	58
4.1.1 Descripción del material empleado.	58
4.1.2 Confección de la muestra.	61
4.2 Método.	72
4.2.1 Ensayo de carga compresiva.	72
4.2.2 Estudio de microscopía óptica.	75
4.2.3 Análisis estadístico.	76

<b>5. RESULTADOS.</b>	81
5.1 Resultados del ensayo de compresión.	84
5.2 Análisis Comparativo estadístico de los resultados obtenidos y del tipo de fractura.	87
5.3 Análisis comparativo tras el cálculo de la distribución de Weibull.	97
5.4 Resultados de la observación a la microscopía óptica de las muestras ensayadas.	102
<b>6. DISCUSIÓN.</b>	105
6.1 Discusión del material seleccionado.	108
6.1.1 Grupo control.	108
6.1.2 Materiales Cad-Cam.	109
6.1.3 Molares.	110
6.1.4 Protocolo de adhesión.	111
6.1.5 Cementos.	113
6.2 Discusión del método seleccionado.	115
6.2.1 Almacenamiento de las muestras.	115
6.2.2 Selección del tipo de muestra.	115
6.2.3 Ensayo de compresión estática.	117
6.3 Discusión de los resultados	118
6.3.1 Discusión de los resultados del ensayo de compresión estática.	118
6.3.2 Discusión de los resultados del análisis con microscopía óptica del tipo de fallo.	128
6.4 Repercusiones prácticas y aplicaciones clínicas.	129
<b>7. CONCLUSIONES.</b>	131
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.</b>	135
<b>9. ANEXO.</b>	161

## INDICE DE ABREVIATURAS

---

- **PBMI:** Principio biomimético de mínima invasión.
- **CAD-CAM:** Computer aided design- Computer aided manufacturer.
- **SID:** Sellado inmediato de la dentina.
- **RAE:** Real Academia Española.
- **UAD:** Unión amelo-dentinaria.
- **UED:** Unión esmalte-dentina.
- **GPT:** The Glossary of Prosthodontic Terms.
- **CR:** Índice de contraste.
- **GPa:** Gigapascales.
- **MPa:** Megapascales.
- **mm:** milímetros.
- **nm:** nanomicras.
- **DSL:** Disilicato de litio.
- **ZRLS:** Silicato de litio reforzado con circona.
- **PINC:** Polímero infiltrado con partículas de cerámica.

- **RNC:** Resina nanocerámica.
- **Bis-GMA:** Bisfenol-A-glicidil-metacrilato.
- **UDMA:** Dimetacrilato de uretano.
- **EGDMA:** Etilenglicol-dimetacrilato.
- **TEGDMA:** Trietilenglicol-dimetacrilato de uretano.
- **MMA:** Metilmetacrilato.
- **Bis-EMA:** Bisfenol-A-polietilen-glicol- dieter.
- **HEMA:** Hidroxietil metacrilado.
- **MDP:** 10 Metacriloiloxidecilhidrógeno fosfato.
- **N:** Newton.
- **STL:** estereolitográfico.
- **UV:** Ultravioleta.
- **CC:** Cementado convencional.
- **PC:** Ordenador personal.
- **MLG:** Modelo lineal general.



# Introducción



La Odontología ha evolucionado en las últimas décadas gracias a la investigación científica y al desarrollo de la tecnología. Preparaciones dentales más invasivas, como las necesarias para coronas de recubrimiento completo, han dado paso a tallados con menor reducción dental al evolucionar las restauraciones de recubrimiento parcial. La filosofía terapéutica ha cambiado siguiendo principios biomiméticos de mínima invasión (PBMI); esta corriente busca emular las propiedades biomecánicas naturales del diente basando la restauración del mismo en preparaciones poco invasivas con materiales que tengan comportamientos similares a la dentina y al esmalte.

El uso de restauraciones de recubrimiento parcial en el sector posterior ya fue empleado a principios del siglo XX en forma de *onlays* de oro. En los últimos años, su uso se ha extendido gracias a la evolución de materiales estéticos libres de metal y la mejora de las técnicas adhesivas. La bibliografía científica avala su uso para restaurar defectos dentarios de mediano y gran tamaño al ser un tipo de tratamiento más conservador con el tejido dentario remanente, capaz de reforzar las propiedades biomecánicas del diente afectado y de prolongar la longevidad de éste en el medio oral **(Dietschi, 1997; Edelhoff, 2002, b; Magne, 2002; Cheung, 2005; Opdam, 2016)**.

Las cerámicas dentales presentan propiedades físicas y mecánicas mejoradas para su uso en el sector posterior. Gracias al desarrollo de la tecnología CAD-CAM, podemos realizar restauraciones cerámicas monobloque, diseñadas y procesadas por ordenador. Esta técnica dota a los materiales de ciertas ventajas al reducir la contracción del material tras la polimerización y al desarrollar estructuras de materiales más homogéneas lo que reduce la formación de gaps o imperfecciones. En la última década están apareciendo otros materiales, procesados por tecnología CAD-CAM, que intentan mejorar las propiedades de las cerámicas. Estos compuestos, que denominamos híbridos, unen componentes cerámicos y de resina en un mismo material. Están diseñados para tener un comportamiento lo más parecido al del tejido dental intacto, ya que poseen un módulo de elasticidad menor respecto a anteriores cerámicas. Además, debido a sus propiedades mecánicas, son menos abrasivos con el diente antagonista **(Güth, 2013; Spitznagel, 2014; Elsaka, 2014; Duarte, 2016; Stawarczyk, 2016)**.

Hace tiempo que conocemos que los materiales cerámicos, una vez adheridos al diente, mejoran sus propiedades de resistencia mecánica a la compresión **(Sadan, 2005; Borges, 2009; Viotti, 2009; Preis 2015; Roipaibool, 2017; Lawson, 2019)**. Por esta razón, es importante realizar un tratamiento adhesivo eficaz. El procedimiento de adhesión a esmalte está totalmente avalado por la literatura científica **(Buonocore, 1965; Gurel, 2013)**. Sin embargo, el procedimiento de



adhesión a dentina ha suscitado mayor controversia. Su alto contenido en agua y su distinta composición hace que la unión a ella sea menos eficaz y estable **(Padrós, 2000; Padrós 2003)**. Padrós, y años más tarde Magne, estudiaron la importancia del tratamiento sobre la dentina cuando ésta no está colapsada ni contaminada. Esta técnica recibe el nombre de sellado inmediato de la dentina (SID), y consiste en proteger la dentina recién tallada mediante técnicas adhesivas **(Magne, 2005)**.

Por todo lo anteriormente expuesto, el presente trabajo de investigación trata de comparar cómo puede llegar a influir la técnica de adhesión a dentina en el comportamiento de restauraciones cerámicas libres de metal y de materiales híbridos adheridos a diente. Para abordar este tema, se ha realizado una búsqueda bibliográfica previa que es expuesta a continuación, en base al siguiente esquema:

## **2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.**

2.1 Biomimetismo. Características biomecánicas del esmalte, dentina y la unión amelodentinaria.

2.2 Restauraciones de recubrimiento parcial.

2.3 Materiales de restauración. Evolución y tecnología CAD-CAM, cerámicas, resinas, materiales híbridos.

2.4 Unión adhesiva. Adhesión a esmalte, adhesión a dentina, tratamiento restaurador.

# 2

## Revisión Bibliográfica



## 2.1 BIOMIMETISMO

---

El desarrollo de nuevos materiales de restauración dentaria ha ido ligado tanto a las exigencias estéticas, marcadas por el criterio de los pacientes en la consulta dental, como por exigencias funcionales y de conservación de la estructura dental, dictaminadas por la experiencia científica y clínica de los profesionales sanitarios. De esta manera, han surgido corrientes científicas, como es el Biomimetismo, también conocido como 'Biomímica' o 'Biomímesis', con la finalidad de imitar el comportamiento biomecánico de la estructura original y natural de las piezas dentarias.

La palabra biomímesis (del griego *bio* 'vida' y *mímesis* 'imitar') es definida por la Real Academia Española (RAE), como la imitación de los diseños y procesos de la naturaleza en la resolución de los problemas técnicos. En la actualidad, constituye una corriente científica de gran influencia en ámbitos de ingeniería, nanotecnología y biomedicina. Su influencia en el ámbito de la Odontología ha tenido gran repercusión en los últimos años, y ha servido como guía para el desarrollo de técnicas más novedosas y conservadoras, así como de materiales artificiales como agentes de unión a esmalte y dentina y de nuevos materiales de restauración para recobrar la integridad biomecánica de la estructura dental natural perdida.

Desde el punto de vista biomimético, la preservación dentaria es clave en el equilibrio tanto biológico, mecánico, funcional como estético (**Sorikaya, 1994; Magne, 2002; Meyer, 2003**). Por esta razón, detallaremos los componentes dentarios (esmalte, dentina y unión amelo-dentinaria), sus propiedades físicas y biológicas, antes de avanzar con los diferentes materiales de restauración, para así entender el porqué de su desarrollo y evolución.

Para poder reconstruir de forma adecuada un tejido dentario no íntegro, debemos de conocer sus componentes y propiedades. La estructura de la corona del diente natural, aparentemente simple, está constituida por dos tejidos principales: el esmalte y la dentina. Ambos elementos presentan una base inorgánica común, la hidroxiapatita ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}_2)$ ). Sin embargo, tienen estructuras diferentes.

El esmalte dental es una capa translúcida que está compuesta por una estructura cristalina inorgánica formada por hidroxiapatita cálcica (92-96%), proteínas (1%) y agua (bajo contenido en agua, entorno al 3-4%) (**Ten Cate, 1986; Provenza, 1984**). Constituye el tejido más duro del organismo humano. Su disposición varía en función del nivel de profundidad. Se diferencia entre esmalte aprismático, con un grosor entre 30-100 micras, situado en la capa

más externa y esmalte prismático ubicado en las caspas más profundas, cercanas a la dentina y que presentan un grosor más fino **(Provenza, 1984)**. Posee una dureza de 6.5 en la escala de Mohs, una baja resistencia a la fractura compresiva de  $261 \pm 41$  MPa y un alto módulo de elasticidad ( $87,5 \pm 2.1$  GPa) **(Soares, 2010; Brauer, 2011)**.

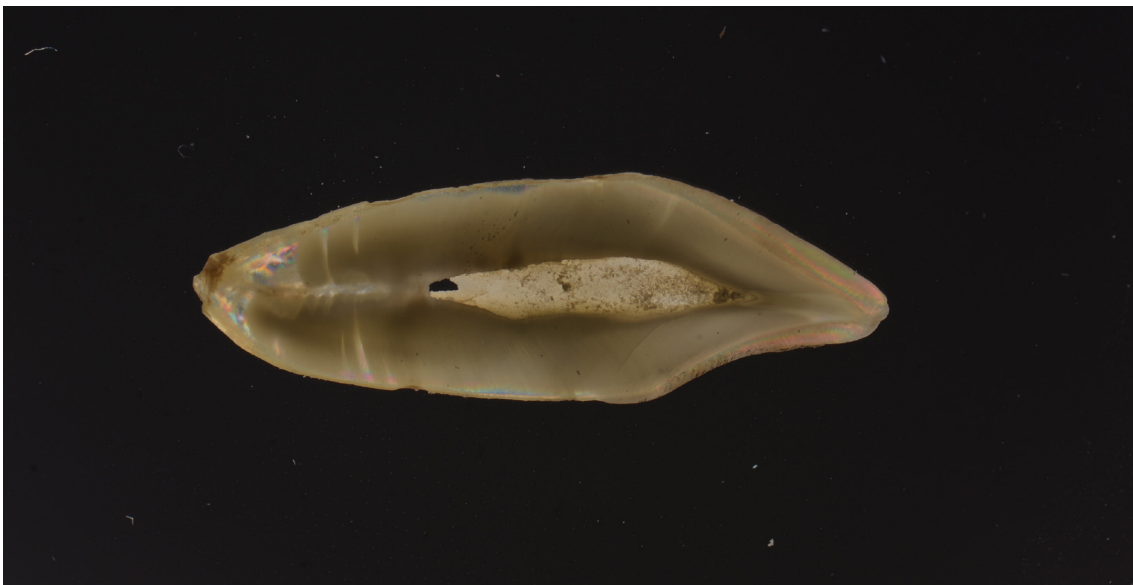
La dentina es un material heterogéneo compuesto por un 70% de material inorgánico de cristales de hidroxiapatita cálcica y un 18 % de material orgánico: proteínas (90% de ellas, corresponden a colágeno tipo I) y un mayor porcentaje de moléculas de agua (12%) **(Zaslansky, 2010)**. Está formada por una red de túbulos de entre 0,8-2,5 micras donde alberga prolongaciones odontoblásticas. Los túbulos dentarios se disponen desde la cavidad pulpar al esmalte **(Ten Cate, 1986)**. Según su localización, se diferencia entre dentina intertubular (propia de las zonas más externas de la dentina) y dentina peritubular (propia de la zona más interna de la dentina, con una relación más íntima a la zona pulpar). Esta última es más mineralizada y tiene menor contenido de colágeno. Los túbulos dentinarios cambian de diámetro según la localización (más anchos en zonas cercanas a la pulpa) y según la edad del diente (siendo más estrechos con la edad) **(Pashley, 2011)**. Entre sus propiedades biomecánicas destaca por tener una fuerza de resistencia a la fractura de  $282,6 \pm 34.5$  MPa y un módulo de elasticidad bajo ( $18.0 \pm 1,5$  GPa). Cuando se trabaja con instrumental sobre la superficie dentinaria, se desprende un conjunto de detritus y bacterias conocido como barrillo dentinario **(Eick, 1970)**. En la literatura científica se denomina con el término anglosajón de Smear Layer. Esta capa de detritus se sitúa, de forma protectora, sobre los túbulos dentinarios, obliterando los conductos y disminuyendo su permeabilidad **(Alexandre, 2017)**. Su espesor oscila entre 0,5-15  $\mu\text{m}$  **(Eick, 1970; Brännström, 1974)**.

Ambos componentes dentarios, como hemos explicado, presentan unas características diferentes, pero conviven en íntima relación gracias a la unión amelo-dentinaria (UAD) o Unión esmalte-dentina (UED) **(Gil-Chavarría, 2008)**. Esta interfase está distribuida como una interdigitación de penachos de hidroxiapatita y proteínas. Estas prolongaciones surgen de la dentina y llegan hasta el esmalte, insertándose en los espacios interprismáticos **(Sigal, 1984; Sigal, 1985)**; se conocen como Estrías de Retzius **(Hanaizumi, 1998)** y su distribución varía en función del área del diente: en regiones oclusales son más alargadas y finas; en regiones cervicales, más gruesas y cortas. La UAD permite el ensamblaje de los dos tejidos dentales (esmalte y dentina) y actúa como punto de inflexión ante las fuerzas oclusales, disipando la tensión y evitando la propagación de fisuras.

Esta unión permite al conjunto del diente presentar tres propiedades diferentes: resistencia, resiliencia y rigidez **(Magne, 2002)**. De esta manera, la barrera externa del diente, el esmalte, da rigidez a la estructura y le confiere protección ante agresiones externas. Por otro lado, la dentina aporta

resiliencia al conjunto, amortigua las fuerzas e incrementa la resistencia del diente durante su función. Ambos tejidos, por separado, no tendrían cabida en el medio oral.

El esmalte dentario, por su fragilidad inherente, se fracturaría ante las fuerzas oclusales al carecer de una capacidad amortiguadora; y la dentina, debido a su bajo módulo de elasticidad, se desgastaría durante la función masticatoria sin una capa protectora (**Magne, 2002**). La imagen 1 muestra una fotografía de transiluminación de un diente anterior; en ella, se observan las diferentes partes del diente.



**Imagen 1:** *Transiluminación de un incisivo inferior.*

La relación entre dentina y esmalte se ve alterada en numerosas ocasiones por factores intrínsecos y por factores extrínsecos (**Vailatti, 2008, 2010; Özcan, 2011**). Dentro de los factores que pueden alterar su configuración y microestructura, destacan los siguientes:

a) Factores intrínsecos

- Patologías cariosas.
- Abordaje endodóntico en patologías pulpares que requieren de un tratamiento endodóntico. Controlar la pérdida de estructura dentaria en una apertura cameral y realizar un abordaje conservador puede llegar a mantener un 60% más de estructura dentaria del diente (**Yuan, 2016**).
- Patologías para-funcionales: lesiones por atricción, producidas por la pérdida de estructura dentaria causada por el contacto entre los bordes incisales y/o caras oclusales entre arcadas antagonistas; lesiones de tipo abfracción,

producidas en el cuello del diente por estallido de cristales de hidroxiapatita del esmalte (**McHorris, 1979; Wood, 2008; Erdemir, 2010**).

b) Factores extrínsecos

- Lesiones producidas por agentes químicos: erosiones dentales, producidas por la corrosión de la superficie del diente debido a la presencia de un componente ácido. Su causa puede producirse por agentes internos (patologías del sistema digestivo y alteraciones alimenticias) o, por agentes externos (consumo de bebidas con alto componente ácido) (**Abrahamsen, 2005; Frattes, 2017**).

- Prótesis fijas: el uso de tratamientos de prostodoncia también implica una alteración del equilibrio propio del diente mediante la preparación dental que se realiza. Preparaciones convencionales como son las coronas de recubrimiento completo requieren de una reducción periférica adicional del diente sano remanente en todo su contorno. Dicha reducción supone una pérdida de los componentes dentales, principalmente del esmalte y parte de la dentina periférica.

En todos los supuestos mencionados, la relación originaria entre el esmalte y la dentina resulta alterada. En función del tamaño del defecto dentario, el equilibrio natural de rigidez-resiliencia se verá, en mayor o menor medida, perjudicado. La alteración del equilibrio de los componentes dentales cambia la respuesta biomecánica de la estructura remanente. Por ello, es importante conocer el comportamiento fisiológico del diente, para ser capaces de elegir un sistema restaurador que nos permita devolverle sus propiedades biomecánicas originales.

Conforme hemos destacado en la introducción de este apartado, existen referencias bibliográficas muy representativas, como los artículos publicados por Eddelhoff (**Eddelhoff, 2002; b**). Este autor realizó una serie de estudios en el año 2002 donde comparó el peso de coronas anatómicas de dientes posteriores intactos y de dientes donde realizó diferentes preparaciones dentales. En aquellos donde se realizó una preparación tipo corona completa se observaba una reducción de un 70,4 % de su volumen en premolares y un 68,2 % en molares en comparación al diente intacto. La pérdida de estructura que implicaba una restauración parcial tipo inlay es de un 30,4 % en premolares y de un 25,5, % en molares; una restauración parcial tipo onlay tenía una reducción del volumen de un 47, 4 % en premolares y un 32, 5% en molares, respecto a un diente intacto. Se observa en este trabajo como este tipo de preparaciones dentales más conservadoras mantienen un 50% más de estructura dentaria sana que preparaciones más invasivas como son las coronas completas. Así mismo, Cheung publicó un estudio donde evaluó la vitalidad de

dientes restaurados (**Cheung, 2005**). Observó como un 19 % de restauraciones tipo coronas completas requería un tratamiento de conductos a los 15 años, y un 34% lo requerían si éstos eran pilares de prótesis fija múltiple, tipo puente; mientras que sólo 1,3 % de los dientes restaurados con incrustaciones requerían tratamiento de conductos en 13 años. Magne realizó un estudio de elementos finitos y con él defendió la importancia de mantener y preservar la relación entre resistencia, rigidez y resiliencia del diente intacto. El autor estudió la capacidad de deflexión de los dientes anteriores ante una fuerza externa y observó como el diente intacto es la expresión de mayor rigidez del diente. A medida que se reduce el porcentaje de esmalte dental, el equilibrio resistencia-rigidez-resiliencia del diente se altera, disminuyendo la rigidez de éste y haciendo que la estructura sea más flexible. De tal manera, cuando el autor eliminó el esmalte interproximal de los dientes anteriores observó como el cambio en la flexibilidad del diente era imperceptible respecto al diente original. Sin embargo, preparaciones dentales de mayor tamaño producen un aumento de la flexibilidad dental ante fuerzas externas. Cavidades tipo clase III de Black produce un aumento del 30% más de flexión en el diente y la eliminación del esmalte vestibular implica un aumento del 50% de la flexibilidad del diente original (**Magne, 2002**). Años más tarde, Oliveira realizó un estudio *in vitro* donde estudió la deflexión cuspídea de molares intactos y molares restaurados mediante *inlays* de resina. El autor también observó cómo el diente restaurado presentaba en todos los casos una deflexión cuspídea mayor que la del diente original. Concluye que la restauración no permitía devolver al diente restaurador su rigidez original (**Oliveira, 2014**).

Gracias a los avances en cerámicas libres de metal, a los nuevos procedimientos de confección de restauraciones dentarias y a las mejoras en la adhesión a la estructura dentaria, podemos elegir formas terapéuticas más conservadoras y biomiméticas con el diente, y así, alargar y mejorar el pronóstico de las piezas restauradas (**Langeland, 1970; Dahl, 1977; Vailatti, 2008; Spreafico, 2010; Dietschi, 2011**).



## 2.2 RESTAURACIONES DE RECUBRIMIENTO PARCIAL

'The Glossary of Prosthodontic Terms' (GPT), denomina con el término de restauración a cualquier material o prótesis que restaura o reemplaza la estructura dental, los dientes o los tejidos bucales perdidos (**Driscoll, 2017**). Desde un punto de vista conservador, se denomina restauración de recubrimiento parcial a la restauración artificial que rehabilita la estructura dentaria perdida con un material metálico, cerámico o de resina (**Driscoll, 2017**). Se confeccionan a nivel extraoral y de forma indirecta y se caracterizan porque requieren una preparación cavitaria inferior a la necesaria para una corona de recubrimiento completo siguiendo los principios de mínima invasión (**Eddelhoff, 2002**). En la literatura, encontramos autores que reportan una supervivencia del 90-100% a los 5 años (**Morimoto, 2016; Abduo, 2017**) y del 89-91% a los 10 años (**Sjögren, 2004; Fasbinder, 2013, Morimoto, 2016**). En la Imagen 2 se muestra un ejemplo de una restauración de recubrimiento parcial tipo *Overlay*.



**Imagen 2:** *Ejemplo de una restauración de recubrimiento parcial tipo Overlay.*

El término de restauración parcial no es un término actual, ya fue empleado en el siglo XX, donde se confeccionaron los primeros *onlays* cerámicos sin éxito. La falta de una unión adhesiva fuerte y la pobre estética los llevaron al fracaso. En 1980, Simonsen y Calamia introdujeron como novedad para mejorar la adhesión de los materiales cerámicos el grabado de la superficie interna de la porcelana mediante ácido fluorhídrico (**Simonsen, 1983; Calamia, 1983**). Gracias a ello, en 1983 se consiguió realizar la primera restauración adherida de la mano del doctor Horn (**Hopp, 2013**).

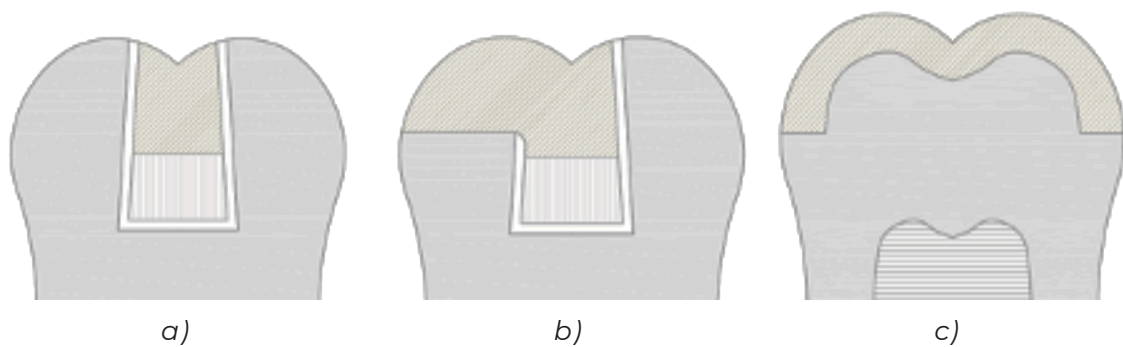
Su desarrollo ha sido marcado por dos elementos: por un lado, los principios de conservación de la estructura dental (**Özcan, 2011**); por otro, las limitaciones de las restauraciones directas, en concreto, la contracción tras la polimerización de las resinas compuestas (**Duarte, 2009; Ahlers, 2009; AlShaafi, 2014**) y la relación que hay entre el éxito de las restauraciones directas y el operador (**Da Rosa, 2011; Mesko, 2016**).

Según su localización, se distingue entre: restauraciones del sector posterior, aquellas que cubren la superficie oclusal funcional y se denominan, según su extensión: *inlays*, *onlays*, *overlays* y endocoronas (Imagen 3); y restauraciones del sector anterior, referencia a aquellas que cubren la superficie vestibular y, en ocasiones, parte de la superficie palatina y se denominan generalmente carillas o frentes laminados de porcelana (**Driscoll, 2017**).

Entre sus ventajas, hablaríamos de devolver la función del diente, por su capacidad de conservar más estructura dentaria que otras preparaciones dentales. Son cementadas mediante técnicas adhesivas por lo que no requieren preparaciones dentales agresivas. Presentan menor contracción tras polimerización ya que se polimerizan en bloque y tienen una estructura interna más uniforme y homogénea (**Morimoto, 2016**). Aumentan la resistencia a la fractura del diente afectado y su resistencia frente al desgaste. Proporcionan un buen sellado marginal, son biocompatibles con el medio oral (**Meyer, 2003; Ahlers, 2009; Fron Chaboud, 2013; Hopp, 2013; AlShaafi, 2014**) y mejoran la forma, el contorno y la estética (**Hironaka, 2018**).

Sin embargo, la confección y el tratamiento con restauraciones de recubrimiento parcial presentan también inconvenientes, como son: aumento del tiempo de ejecución, aumento del coste, mayor dificultad de elección del material restaurador, dificultad a la hora de reparar o descementar (**Blatz, 2003; Meyer, 2003; Edelhoff, 2011; Hopp, 2013; Fron Chabouis, 2013**).

En nuestro trabajo nos vamos a centrar en las restauraciones que tienen lugar en el sector posterior. En el caso del inlay, la restauración se trata de una incrustación a nivel del ítsmo del diente donde no hay recubrimiento cuspídeo. En restauraciones tipo onlay la preparación implica el recubrimiento de al menos una cúspide (**Driscoll, 2017**) y, en restauraciones tipo overlay, el recubrimiento implica todas las cúspides del diente (**Saldarriaga, 2003; Saridag, 2013**). En la imagen 3 se muestra un esquema de los distintos tipos de restauraciones parciales en el sector posterior que hemos indicado. En dientes desvitalizados, ha surgido un nuevo término conocido como endocorona, traducción del término en inglés endocrown. Este tipo de restauración parcial se trata de un *overlay* donde, además, se aprovecha el espacio residual de la cámara pulpar.



**Imagen 3:** Ejemplo de inlay (a), onlay (b) y overlay (c).

A continuación, vamos a detallar las indicaciones y contraindicaciones de las restauraciones de recubrimiento parcial:

#### I. Indicaciones (Opdam, 2016; Soares, 2018)

- Cavidades clase I y II de Black, mesio-ocluso-distal, cuyas paredes vestibular y lingual permanecen intactas.
- Restauración de dientes con defectos estructurales moderados o severos.
- Restauración de dientes posteriores muy destruidos debido a traumatismos, caries, etc.
- Modificación de la oclusión en pacientes que necesitan una rehabilitación completa.
- Dientes posteriores endodonciados.

#### II. Contraindicaciones.

- Pacientes con malos hábitos de higiene oral.
- Pacientes con múltiples caries activas.
- Pacientes que presentan destrucciones coronales graves (sin ninguna pared vestibular o palatina, por ejemplo).
- Casos en los que el defecto se encuentra a nivel subgingival, en los que no es posible aislar y mantener el campo operatorio seco para realizar una técnica adhesiva.
- Pacientes con patología funcional (bruxismo) que rechazan llevar férula de descarga por la noche y presentan una oclusión desfavorable, ya que la elevada carga oclusal de estos pacientes supondría un riesgo aumentado de fractura para las restauraciones (Meyer, 2003; Özcan, 2011; Hopp, 2013; Fron Chabouis, 2013).

Cuando se trata de restauraciones en el sector posterior, donde las fuerzas masticatorias son mayores, es importante conocer las variables que pueden influir en la resistencia a la carga oclusal: material, espesor, técnica adhesiva,

etc. Como es lógico, necesitaremos materiales resistentes a las fuerzas masticatorias que sufren los dientes posteriores. La utilización de sistemas adhesivos eficientes y la tecnología CAD/CAM, que permite utilizar materiales suficientemente resistentes en espesores más finos, hacen que este tipo de restauraciones sean el enfoque correcto a la hora de tratar dientes posteriores con defectos estructurales de tamaño moderado o grande, o con defectos estructurales procedentes de hábitos parafuncionales como atricción o erosión.

A continuación, explicaremos la evolución que han seguido los materiales de restauración en el campo de la prótesis fija, la clasificación de materiales de restauración disponibles en la actualidad y sus propiedades biomecánicas.

## 2.3 MATERIALES DE RESTAURACIÓN.

---

Durante los últimos 50 años, las coronas ceramometálicas han constituido el punto de referencia en la rehabilitación de los defectos estructurales dentarios. La cerámica dental era reforzada mediante cofias metálicas internas para mejorar sus propiedades mecánicas. Sin embargo, la limitación estética de este tipo de material ha forzado la investigación de nuevos materiales libres de metal. Hoy en día, disponemos de nuevos tipos de ellos para su indicación en el sector posterior. Se pueden distinguir tres grandes grupos principales para la restauración del diente posterior: materiales cerámicos, materiales de resina compuesta y materiales híbridos (cerámica-resina).

### 2.3.1 CERÁMICAS

A continuación, vamos a describir la evolución que han sufrido las cerámicas de uso dental en los últimos años hasta la actualidad y explicaremos los diferentes tipos de cerámicas dentales, sus propiedades y sus indicaciones.

#### 2.3.1.1 Antecedentes históricos de la cerámica libre de metal

El término cerámica, del griego, Keramike (RAE) sirve para definir el arte de fabricar vasijas y objetos de barro, loza y porcelana. El término de porcelana, del italiano porcellana se define como el producto final obtenido como una loza fina, transparente y lustrosa (**Fons, 2001; Román, 2009**).

En 1728, Pierre Fauchard, considerado el padre de la Odontología moderna, empleó la porcelana para su uso en prótesis dental con el fin de imitar el color de los dientes y de los tejidos gingivales, (**Kelly, 1996**). Desde entonces, su uso se introdujo paulatinamente hasta que G. Fonzi, en 1808, realizó la primera corona unitaria con ayuda de un perno metálico y en 1857, en Maryland, se realizó la primera incrustación cerámica. Finalmente, en 1886, Charles H. Land, mediante cerámica feldespática fundida sobre una matriz de platino en un horno de gas, desarrolló la primera corona pura de porcelana, conocida como corona jacket de porcelana (**Conrad, 2007**).

Con el fin de mejorar sus propiedades mecánicas, se fue modificando su composición hasta que en 1965 Mclean y Hugues introdujeron la porcelana aluminosa (**Kelly, 1996; Alvarez-Fernandez, 2003; Conrad, 2007**).

En los años 70 y 80 surgen dos nuevas revoluciones: por un lado, se produjo la introducción de la tecnología CAD-CAM que permite la fabricación de restauraciones cerámicas mediante el diseño y mecanizado por ordenador; por otro lado, se elaboraron materiales libres de metal: vitrocerámica DICOR® 1984 por Grossman y Aldair y la cerámica Hi-Ceram® en 1987 (**Fons, 2002**).

En 1988, surge IPS Empress®, una cerámica feldespática de alta resistencia reforzada con cristales de leucita **(Blatz, 2003)**. Poco después, en 1993, se desarrolla otra porcelana de alúmina para Cad-Cam, AllCeram Procera® y en 1996, como evolución de Hi Ceram®, surge In-Ceram Alumina®, con un 85 % de alúmina en su composición. En 1999, la casa Ivoclar desarrolla IPS Empress II®, introduciendo cristales de disilicato de litio en la estructura de vidrio, los cuales consiguen una resistencia flexural de 360 MPa **(Blatz, 2003)**.

Así, en las últimas décadas, la cerámica libre de metal ha mejorado sus propiedades notablemente, ampliando sus indicaciones hacia restauraciones de recubrimiento parcial a nivel posterior y anterior (*inlays, onlays, overlays* y *veneers*).

El uso de bloques de materiales para su fresado por técnica CAD-CAM ha supuesto numerosas ventajas en la elaboración de los materiales de restauración: disminución de los tiempos de trabajo, aumento de las propiedades mecánicas de los materiales mejora en la configuración tridimensional de la estructura interna del material, siendo más homogéneas, con menores 'poros' o defectos **(Sen, 2018)** y polimerización en bloque, lo que disminuye la contracción del mismo **(Lauvahutanon, 2014)**. Además, la tecnología CAD-CAM ha permitido la combinación de diferentes materiales en una misma estructura (Della Bona, 2014), desarrollando nuevos tipos como, por ejemplo, la resina nanocerámica, donde se han introducido partículas de cerámica y de resina en una misma estructura, o el silicato de litio reforzado con circonio, otro nuevo material que une partículas de cerámicas feldespáticas y circoniosas.

#### 2.3.1.2 La cerámica en la actualidad

Las cerámicas dentales pueden ser clasificadas y diferenciadas en función de su composición. La mayor parte de clasificaciones cerámicas disponibles en la literatura científica **(Fons, 2001; Gracis, 2015; Spinatzel, 2018)** diferencian entre dos grandes grupos, en función de la composición de su matriz inorgánica. Así, distinguiremos entre: cerámicas de silicatos y cerámicas de óxidos.

Las cerámicas de silicatos presentan la composición tradicional de las cerámicas dentales: cuarzo (sílice), caolín y feldespáto **(Gracis, 2015)**, y un componente fundamental que es el óxido de silicio **(Solá, 2007)**. Sin embargo, las cerámicas de óxidos están basadas en óxido de aluminio (aluminosas) y dióxido de circonio (conocidas también como circoniosas, siendo éstas últimas las más utilizadas en Odontología dentro de este grupo).

Autores como Gracis, en su clasificación publicada en el 2015, incluye dentro de su clasificación de cerámicas dentales al nuevo grupo de materiales híbridos

**(Gracis, 2015)**. Estos materiales, al combinar partículas de cerámica y de resina orgánica en su composición, presentan una estructura diferente a los dos tipos de cerámicas nombradas. Debido a ello, nosotros entendemos que no presentan la composición pura de una cerámica dental, y por ello, realizaremos la descripción de los materiales de restauración incluyendo a estos materiales híbridos en una clasificación a parte.

#### 2.3.1.2.1 Cerámicas de silicatos

Son porcelanas basadas en una matriz vítrea y una fase cristalina con materiales heterogéneos. Contienen sílice en su composición por lo que este tipo de materiales permiten llevar a cabo los protocolos de odontología adhesiva y generar una unión químico-mecánica entre el material restaurador y el agente de unión (cemento de resina) (apartado Introducción 3.2.1). Su superficie interna es ácido sensible, es decir, es susceptible ante la acción del ácido fluorhídrico.

A su vez, diferenciaremos en función de la proporción y tipo de fase cristalina entre: cerámica feldespática convencional y cerámica feldespática de alta resistencia.

##### 2.3.1.2.1.1 Cerámica feldespática convencional

Las cerámicas feldespáticas convencionales poseen una estructura interna compuesta por los elementos básicos de las cerámicas (cuarzo, feldespato y caolín) siendo, de todas las cerámicas, las más fieles a la estructura original **(Fasbinder, 2013)**. Se caracterizan por tener mayor proporción de matriz vítrea que de fase cristalina, lo que se traduce en una mayor traslucidez de su estructura **(Fons, 2001)**. Esta propiedad hace que sean las más estéticas de todas las cerámicas, con un índice de contraste (CR) de 0,6 **(Heffernan, 2002)**. Al poseer menor proporción de fase cristalina, tienen un comportamiento más rígido. Presentan un módulo de elasticidad entorno a los 60-70 GPa **(Pineda-Duque, 2013)**, una resistencia a la flexión entre 56-144 MPa **(Román 2006)**, y una resistencia a la fractura estática en torno a los 160 MPa **(Gracis, 2015)**. Además, es un material que es posible trabajar a espesores reducidos, en torno a 0,3-0,5 mm, por lo que nos permite realizar preparaciones muy conservadoras sobre los dientes. Es un material rígido y frágil, indicado por sus favorables propiedades ópticas para la confección de frentes laminados en sectores anteriores, siempre que se realicen en pacientes con características favorables (sustrato claro y homogéneo). También están indicadas para la confección de incrustaciones en el sector posterior (*inlay, onlay, overlays*) pero en pacientes donde no haya sobrecarga oclusal, estando contraindicadas en aquellos con hábitos parafuncionales **(Carvalho, 2014)**.

#### 2.3.1.2.1.2 Cerámica feldespática alta resistencia

Las cerámicas feldespáticas de alta resistencia surgen con la finalidad de conferir a la porcelana mayor resistencia. En su composición se han ido introduciendo distintos elementos con el fin de reforzar su estructura interna y mejorar sus propiedades de resistencia. Por esta razón, Gracis las denomina en su clasificación como cerámicas sintéticas, al contener en su composición partículas de elementos artificiales **(Gracis, 2013)**.

En este grupo encontramos diferentes tipos de cerámicas libres de metal: cerámica feldespática reforzada con leucita (IPS empress®), feldespática reforzada con óxido de litio (IPS empress II®), con disilicato de litio (IPS e.max Press® o IPS e.max CAD®), con óxido de circonio (Vita SUPRINITY®).

##### 2.3.1.2.1.2.1 Cerámica de Disilicato de Lítio (DSL)

En 2005, surge la cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® o IPS e.max PRESS®, desarrollada por la casa comercial Ivoclar Vivadent, que cuenta actualmente con la patente del producto. Es la evolución de la cerámica IPS empress II®, y ha constituido una de las grandes revoluciones en las cerámicas libres de metal al aumentar la versatilidad de las restauraciones cerámicas tanto para el sector posterior como para el sector anterior. En función de la técnica de confección se diferencia entre de IPS e.max CAD® (para la técnica de confección sustrativa mediante estructuras monolíticas) o IPS e.max Press® (para técnica inyectada).

Respecto a su composición, cuenta con un volumen del 70% de partículas de disilicato de litio ( $\text{SiO}_2$ ) y un 30% de partículas adicionales de  $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$  y otros óxidos para reforzar su estructura.



**Imagen 4:** *Bloque CAD-CAM de cerámica DSL IPS.e.max CAD®.*

Los bloques monolíticos de material son comercializados en su estado cristalino intermedio "azul" (imagen 4). Este color se forma por la composición y microestructura de la cerámica de vidrio. La resistencia del material en su estado intermedio de fresado es de 130-150 MPa, menor a la resistencia final, lo que facilita su manipulación durante el fresado. Una vez que los bloques IPS e.max CAD® se han fresado, la restauración requiere ser sometida a un proceso de calor para completar su cristalización total.



A diferencia de otras cerámicas CAD/CAM, el proceso de cristalización no provoca una importante contracción y no requiere complicados procesos de infiltración (Ficha técnica IPS e.max CAD®). El proceso de cristalización se completa en 20–25 minutos a 840° C. El tratamiento bajo calor provoca la transformación de la microestructura a través de un proceso controlado de crecimiento de los cristales de disilicato de litio. Las propiedades físicas finales, tales como la resistencia de 360 MPa y las correspondientes propiedades ópticas, se alcanzan a través de la transformación de la microestructura.

Es una cerámica que se caracteriza por poseer buenas propiedades ópticas, con una fluorescencia similar a la del diente natural. Los bloques para la elaboración de restauraciones mediante técnica de CAD-CAM presentan 4 niveles distintos de translucidez, dando lugar a restauraciones monolíticas de alta resistencia que permiten un alto acabado estético (**Fasbinder, 2010**). Además, presenta adecuadas propiedades físicas, entre las que cabe destacar su resistencia a la fractura ( $360 \pm 60$  MPa), una tenacidad a la fractura de 2.1 MPa (**Elsaka, 2016**), y un módulo de elasticidad de  $95 \pm 5$  GPa (**Bindl, 2006**).

Es un material indicado 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**), aunque este último supuesto está muy en entredicho, ya que algunos estudios presentan una tasa de fractura de dichos puentes del 25% (**Lagos, 2006; Solá, 2013**) tal y como hemos mencionado anteriormente.

#### 2.3.1.2.1.2.2 Cerámica de silicato de litio reforzada con circonia (ZRLS)

En 2016, gracias a las técnicas de desarrollo CAD-CAM y, como hemos comentado, con el objetivo de fusionar a los dos principales materiales cerámicos del momento, el silicato de litio y la circonia, surge VITA SUPRINITY®, desarrollada por la casa comercial VITA Zahnfabrik. Está constituida por una matriz vítrea de óxido de sílice ( $\text{SiO}_2$ ), que representa un 64% del volumen total y, además, es enriquecida con partículas de óxido de circonio ( $\text{ZrO}_2$ : 12%) y óxido de litio ( $\text{Li}_2\text{O}$ : 21%). La introducción de partículas de óxido de circonio en la matriz cerámica refuerza la estructura interna interrumpiendo la propagación de líneas de fractura (**Elsaka, 2016**). Además, la reducción en el tamaño de los cristales de silicato en la matriz cerámica tiene como resultado un alto contenido cristalino en comparación a otros materiales cerámicos de alta resistencia, lo cual proporciona una translucidez en el material mayor que en la cerámica IPS e.max CAD® (**Awad, 2015; Sen, 2018**).

Este material presenta una alta resistencia a la fractura, de 420 MPa y un módulo de elasticidad alto, de 70 GPa. Es comercializado en su forma parcialmente cristalizada (Imagen 5), de color ámbar para facilitar su fresado y, tras el mismo, debe ser cocida a 840° para completar su proceso de cristalización interno.



**Imagen 5:** Bloque CAD-CAM de material de silicato de litio reforzada con circonia VITA SUPRINITY®.

Es un material estético, comercializado en dos valores de traslucidez, y puede ser empleado para un amplio abanico de indicaciones: coronas del sector anterior y posterior, carillas, incrustaciones tipo *inlay* y *onlay*, y además está indicado para su uso en supraestructuras de prótesis fija sobre implantes.

#### 2.3.1.2.2 Cerámicas de óxidos

La configuración de las cerámicas de óxidos está basada en un tipo de óxido simple (óxido de aluminio o dióxido de circonio) y de elementos estabilizadores (Itrio, titanio, boruro, carburo, nitruro y siliciuro). Se caracterizan por tener menor proporción de fase vítrea y mayor porcentaje de fase cristalina. Esta arquitectura confiere al material de unas propiedades biomecánicas mejoradas, impidiendo o dificultando la progresión de líneas de fractura o fisura al poseer baja proporción de fase vítrea (**Tinschert, 2001**). Existen dos tipos de compuestos dentro de este grupo de cerámicas: cerámicas basadas en óxido de aluminio (también conocidas como cerámicas aluminosas) y cerámicas basadas en óxido de circonio (conocidas como cerámicas circoniosas).

##### 2.3.1.2.2.1 Cerámicas basadas en óxido de aluminio

Surgieron en 1950, desarrolladas por el grupo de estudio McLean y Hughes con la finalidad de mejorar la fragilidad inherente a las cerámicas feldespáticas tradicionales. En su configuración interna, la estructura de este material fue modificándose, aumentando la fase cristalina mediante partículas de óxido de aluminio, y disminuyendo así la fase vítrea. El refuerzo de la fase cristalina permitía mejorar las propiedades mecánicas de su estructura, aumentando, por consiguiente, la resistencia a la fractura de estos materiales (**McLean, 1967**). A partir de esta idea, surgieron nuevos materiales mejorados como In-Ceram

Alumina® (VITA Zahnfabrik), Procera®, In-ceram Spinell® (VITA Zahnfabrik) e In-ceram Zirconia® (VITA Zahnfabrik). La disminución de fase vítrea de las últimas cerámicas comentadas producía un descenso de translucidez en el material, con estética pobre; por ello era empleado como cofia interna para la confección de coronas completas.

#### 2.3.1.2.2.2 Cerámicas basadas en dióxido de circonio.

El circonio (Zr) es un elemento químico que pertenece a la familia de los metales de transición. El compuesto blanco empleado en Odontología es el dióxido de circonio o circona ( $ZrO_2$ ). Su empleo como material para el campo de la prostodoncia se inicia en torno a 1995 (**Villarreal, 2007**). Su configuración tridimensional varía en función de la temperatura a la que se encuentre, pudiendo diferenciarse en tres tipos: forma monoclina (de la temperatura ambiente hasta los  $1170^\circ$ ); forma tetragonal (entre los  $1170-2370^\circ C$ ) y, por último, la forma cúbica (encontrada entre los  $2370^\circ$  y los  $2680^\circ C$ ). La configuración tetragonal constituye la forma tridimensional de circona con mayor resistencia mecánica a la fractura. Las formas cristalográficas monoclina y cúbica, sin embargo, no presentan propiedades biomecánicas tan adecuadas para su indicación en Odontología.

Para su estabilización se emplean dos tipos de compuestos: el óxido de itrio y el óxido de aluminio. La estructura de circona es estabilizada en su fase tetragonal para su uso clínico, producto que recibe el nombre técnico de Y-TZP-A (policristales tetragonales de circonio estabilizados con óxido de itrio adulterados con alúmina) (**Kelly, 2008**). De esta manera, se consigue mantener su configuración cristalográfica tridimensional, con lo que se obtienen adecuadas propiedades biomecánicas para el material como son: buen ajuste marginal ( $50-100 \mu m$ ) (**Coli, 2004**), elevada resistencia a la flexión ( $900-1500 MPa$ ), alta tenacidad de  $9 MPa \cdot m^{1/2}$ , alta resistencia a la corrosión y al envejecimiento (**Hauptman, 2000; Ashizula, 1988**), baja conductividad térmica y biocompatibilidad con los tejidos orales. En cuanto a sus propiedades ópticas, presenta altos valores de opacidad lo que le hace un material inadecuado en el sector anterior. Presenta una adecuada estética respecto a los materiales basados en metales nobles o aleaciones metálicas, pero siempre indicado como material de núcleo para la confección de coronas y puentes. Existen artículos que reportan fallos de rotura relacionados con la cerámica feldespática de recubrimiento (**Ortorp, 2009; Groten, 2010; Larsson, 2012**), este fenómeno recibe el nombre de chipping o delaminado (**Baldassarri, 2011; Liu, 2014**).

Existen teorías, que explican el chipping de la cerámica de recubrimiento sobre el núcleo de circona: como las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre la infraestructura y la supraestructura, las tensiones térmicas de

enfriamiento residual y el diseño del núcleo de circonio (**Zarone, 2011**). Gracias al desarrollo de la tecnología CAD-CAM y a la incesante búsqueda de la industria dental por mejorar la translucidez de la circona (**Zhang, 2014**), se ha llegado al desarrollo de estructuras de circona estabilizada con itrio monolíticas, con mejores propiedades ópticas y que permiten el desarrollo de coronas o prótesis fija múltiple, para el sector posterior, eliminando los inconvenientes del delaminado. A pesar de ello, siguen presentando una opacidad mayor que el resto de los materiales cerámicos y, por tanto, peores propiedades estéticas en comparación con las cerámicas feldespáticas (**Heffernan, 2002; Pecho, 2012**).

### 2.3.2 RESINAS

Las resinas compuestas o composites dentales son un material restaurador que, desde su incorporación en 1940 (**Hervás-García, 2006**), han ido adquiriendo mayor protagonismo en odontología conservadora. Son materiales sintéticos, cuya molécula principal es el monómero de resina. En 1962, Ray Bowen protagonizó un punto clave en la evolución de las resinas acrílicas con el desarrollo e incorporación del primer monómero compuesto, el Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) que presentaba un agente de unión o silano entre la matriz principal de resina y las partículas de relleno. Esta configuración tridimensional conseguía mejorar las propiedades físicas del material (**Bowen, 1963**).

La estructura de los materiales de resina dental está compuesta por los siguientes componentes:

1. Fase o matriz orgánica: es el conjunto de monómeros funcionales (mono, bi-, o tri-funcionales) que forman la estructura interna principal del material de resina. Además, en función del proceso de conversión, posee un sistema iniciador de la polimerización diferente. Para los compuestos polimerizados por haz de luz visible, conocidos como foto-polimerizables, el agente iniciador es la canforoquinona (alfa-dicetona). En los compuestos quimio-polimerizables, se emplea el peróxido de benzoilo.

Desde su aparición, el monómero más empleado para el desarrollo de las cadenas poliméricas de las resinas compuestas es el Bis-GMA. Es una molécula monomérica de alto peso molecular, tiene baja contracción tras polimerización, baja volatilidad y menor difusividad en tejidos. Se emplea, en ocasiones, junto al monómero de dimetracrilato de uretano UDMA (**Hervás-García, 2006**). El monómero Bis-GMA, al tener mayor peso molecular, presenta mayor viscosidad lo que, en ocasiones, dificulta el proceso de manipulación tanto a nivel clínico como técnico. Para facilitar su empleo, se diluye con monómeros de bajo peso

molecular como el UDMA, el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), trietilenglicol-dimetacrilato de uretano (TEGDMA) o el metilmetacrilato (MMA) **(Millich, 1998)**.

2. Matriz inorgánica: también conocida como fase inorgánica o dispersa. Está constituida por partículas de relleno, entre las que destaca el cuarzo o dióxido de silicio, borosilicatos y aluminosilicatos de litio **(Xu, 1999)**. Esta fase es incorporada a la matriz orgánica para reforzar y dar estabilidad tridimensional a su estructura y mejorar el comportamiento: consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuye la contracción final de la polimerización, proporciona radiopacidad, mejora la manipulación e incrementa la estética **(Hervas-García, 2008)**.

3. Agente de unión entre la matriz orgánica y el material de relleno: Silano.

4. Iniciadores: Componentes que inician el proceso de polimerización y fraguado de la estructura resinosa, liberan las ramas de los enlaces de carbono para convertirlos en enlaces reactivos. Como hemos comentado, en el caso de los compuestos de resina autopolimerizables, el agente de polimerización es el peróxido de benzoilo. En el caso de los agentes fotopolimerizables, se emplean iniciadores como la canforoquinona y la leucarina. Además, estos compuestos están unidos a activadores que, a su vez, difieren entre sí según la reacción de polimerización, siendo las aminas terciarias aromáticas para los procesos de autopolimerización y las aminas terciarias alifáticas para los procesos fotopolimerizables.

5. Inhibidores de polimerización: los monómeros de resina son moléculas muy reactivas, debido a la afinidad de los grupos de carbono. El uso de inhibidores de polimerización evita que las moléculas de resina se auto-activen en el tiempo, manteniendo la fase de polimerización estable.

6. Pigmentos: óxido de aluminio y dióxido de titanio.

### 2.3.3 MATERIALES HÍBRIDOS

En la última década hemos presenciado un incremento en la comercialización de nuevos materiales restauradores. La principal novedad es el desarrollo de materiales que en su composición aúnan componentes moleculares cerámicos y de resina compuesta. Las cerámicas tienden a presentar un comportamiento más rígido y frágil, mientras que los materiales de resina compuesta son más dúctiles, blandos y experimentan mayor desgaste. Siguiendo la máxima de los principios biomiméticos, el objetivo ideal en la restauración del diente afectado sería el remplazo de la estructura dentaria perdida por un material

de restauración con una estructura que posea unas propiedades físicas similares al tejido dentario original: la cerámica presenta un comportamiento más parecido al esmalte mientras que la resina presenta un comportamiento más similar al de la dentina **(Coldea, 2013)**.

Las industrias, siguiendo este objetivo, han desarrollado nuevas fórmulas en la composición de materiales CAD-CAM. El objetivo ha consistido en combinar las principales ventajas de las porcelanas dentales: durabilidad y la estabilidad de color; con las principales ventajas de los materiales de resina compuesta: buen comportamiento a la deformación y bajo grado de abrasión **(Schlichting, 2011)**. Esta generación de materiales busca emular las propiedades biomecánicas y la estructura del diente original. Se conoce a este conjunto con el nombre de materiales híbridos. A su vez, dentro de ellos se va a distinguir, al poseer una composición y una arquitectura interna diferentes, entre dos grupos: cerámicas reforzadas con polímeros de resina (PICN) **(Coldea, 2013)** y resinas nanocerámicas (RNC) **(Duarte, 2016)**.

Autores como Gracis, catalogan a este grupo de nuevos materiales como un grupo diferente al que denomina cerámicas de matriz de resina, Resin-matrix Ceramic **(Gracis, 2015)**. Tal y como hemos indicado y, como veremos a continuación, los materiales híbridos, aunque todos alberguen en su estructura partículas de cerámica y de resina compuesta, presentan una distribución tridimensional y una composición diferente. La configuración interna del material PICN se basa en una matriz cerámica reforzada con una matriz de partículas de resina mientras la configuración de las RNC, al contrario, presenta una matriz resinosa infiltrada con partículas cerámicas. De esta manera el material PICN posee una configuración tridimensional más parecida a la de una cerámica, mientras que los materiales RNC poseen una configuración interna más parecida a las de las resinas compuestas. Por esta razón, consideramos que el término de 'material híbrido' es más apropiado para describir a este nuevo grupo de materiales de restauración.

#### 2.3.3.1 Cerámica infiltrada con polímeros de resina (PICN)

Como cerámicas reforzadas con polímeros se encuentra el material VITA ENAMIC®, desarrollado por la casa comercial Vita Zahnfabrik en 2013. Las cerámicas reforzadas con polímeros de resina (PICN) **(Duarte, 2016)** son clasificados como compuestos de fase interpenetrante, al tener una geometría tridimensional interconectada por moléculas de refuerzo. En Odontología, se introdujo este concepto con el sistema In-Ceram® de la casa Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Alemania). Como evolución del sistema In-ceram®, surge VITA ENAMIC®, material que su propia casa comercial reconoce como 'Cerámica híbrida'.

VITA ENAMIC® (Imagen 6) es un material híbrido formado por dos redes continuas interpenetrantes **(Coldea, 2013)**. Por un lado, está compuesto por una red de material cerámico orgánico, también llamado matriz cerámica, y una fase o matriz polimérica. La matriz cerámica constituye el 86% del peso total de material (o 75% del volumen total del mismo), se trata de una matriz porosa que está basada principalmente en cerámica feldespática (58-63% de SiO<sub>2</sub>, 20-23% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 9-11% de NaO, 4-6% de K<sub>2</sub>O, 0,5-2% de B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> y menos de un 1 % de Zr<sub>2</sub>O y CaO) **(Della Bona, 2014)**. El 14 % restante de la composición de material está basado un infiltrado de polímeros de resina, formando así la segunda matriz, matriz de resina **(Gracis, 2015)**. En concreto, polímeros de UDMA y TEGMA. **(Awada, 2015)**.



**Imagen 6:** *Bloque CAD-CAM de cerámica infiltrada con polímero de resina VITA ENAMIC®.*

De esta forma, obtuvieron un material con una resistencia a la fractura de 150-160 MPa **(Della Bona, 2014)** y un módulo de Young de 30 GPa. Este módulo de elasticidad es considerablemente menor al resto de materiales cerámicos conocidos hasta el momento. Se recomienda su uso a espesores de 1,5 mm y está indicado para la confección de restauraciones parciales tipo incrustaciones en el sector posterior y como coronas completas individuales, tanto para dientes como implantes. La casa comercial no recomienda su uso para la realización de prótesis fija múltiple ni su indicación en el caso de pacientes con hábitos parafuncionales (Ficha Técnica VITA ENAMIC®).

#### 2.3.3.2 Resina Nanocerámica (RNC)

A partir del desarrollo de la nanotecnología, en 2012 surgió Lava™ Ultimate (imagen 7), la primera resina nanocerámica (RNC) **(Driscoll, 2017)**. Este material surge como evolución de un material de resina, el Paradigm MZ100® con relleno cerámico.

La RNC está constituida por una matriz de resina infiltrada con partículas cerámicas. En su composición, un 80% del volumen del material se basa en relleno inorgánico nano cerámico, formado por partículas de circonio 4-11 (nm) y partículas de sílice de 20 nm de diámetro. El 20% restante está compuesto de resina, en cuya matriz encontramos Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA y TEDGMA

(Belli, 2014; Duarte, 2016). Las partículas de circonio, sílice y los monómeros de resina son aglomerados en clusters, es decir, en pequeños acúmulos entre 0.6-10  $\mu\text{m}$ . Su unión se establece a partir de silano y se integran en la la matriz polimérica formando así una matriz reforzada (Carvalho, 2014). Este conjunto de partículas disminuye el espacio intersticial de la parte orgánica compuesta por dimetacrilato de uretano (UDMA) y bisfenol A polietilen glicol dieter (Bis-EMA) (Nguyen, 2013).



**Imagen 7:** Bloque de la resina nanocerámica Lava™ Ultimate

En cuanto a sus propiedades físicas, presenta una resistencia a la fractura de 250 MPa (Ficha técnica Lava™ Ultimate) y un módulo de Young de 14 GPa. Este material es el único que posee un módulo de elasticidad cercano al de la dentina (12 GPa). Está recomendado su empleo con un espesor mínimo de 1,5 mm. Las indicaciones clínicas de la resina nanocerámica Lava™ Ultimate son la elaboración de restauraciones parciales tipo *inlays*, *onlays* y carillas.

Este conjunto de nuevos materiales introducidos en el mercado, PICN y RNC, se caracteriza por tener un módulo de elasticidad menor que las cerámicas dentales, lo que conllevaría un comportamiento más resiliente ante la acción de fuerzas oclusales (Awada, 2015). Presentan un módulo elástico cercano al de la dentina original del diente, siendo un material más biomimético. Además, son menos resistentes al desgaste, lo que es traducido desde el punto de vista conservador como una ventaja para con el tejido dentario antagonista, reduciendo el desgaste del esmalte antagonista (Chen, 2014).

Los fabricantes destacan que estos materiales son menos susceptibles a la fractura y al delaminado debido a su bajo módulo elástico, ya que se deforman antes de su fractura. Así mismo, facilitan su fresado y son más fáciles de reparar y de pulir que las cerámicas dentales (Belli, 2014; Chen 2014).

Tras describir todos los productos para materiales de restauración CAD-CAM, se observa el gran abanico de materiales de los que disponemos en la actualidad. La velocidad con la que la que la industria introduce nuevos materiales obliga al clínico a mantenerse actualizado en las propiedades que éstos aportan y dificulta la toma de decisión para su indicación terapéutica (Gracis, 2015).



Hasta el momento, hemos descrito los diferentes materiales, su clasificación, su composición y sus principales propiedades biomecánicas. Sin embargo, no hemos hablado de la capacidad adhesiva de los mismos.

El desarrollo de materiales de restauración libres de metal, y su éxito, está ligado a la capacidad de unión adhesiva a la estructura dentaria remanente. Gracias al tratamiento de la superficie interna de los mismos, podemos generar una superficie de retención mecánica adicional, para su unión al sustrato dentario.

A continuación, en el apartado 2.4, describiremos la evolución del cementado adhesivo y cómo ha mejorado el pronóstico de las restauraciones parciales.

## 2.4 UNIÓN ADHESIVA

---

El éxito y evolución de las restauraciones parciales libres de metal se basa en el desarrollo y fiabilidad de las técnicas adhesivas. Para una óptima adhesión entre el diente y la cerámica, debemos realizar un tratamiento de la superficie de ambos elementos: superficie dentaria expuesta y superficie interna de la restauración. Por un lado, trataremos la superficie dentaria en función del sustrato dentario remanente, diferenciando entre esmalte, dentina primaria, secundaria y/o terciaria (**Özcan, 2007**). Por otro lado, trataremos la superficie del material restaurador con un sistema elegido en función del tipo de material: cerámicas, materiales híbridos o resinas compuestas. Ambos tratamientos, junto al empleo de un agente de unión, generan una interfase de unión adhesiva entre el material restaurador y el diente, creando una continuidad que mejorará notablemente la adhesión (**Dumfahart, 2000**) y la resistencia del material restaurado (**Magne, 2002**).

La resistencia del material, por tanto, no es puramente intrínseca, sino que, además, es una resistencia “adhesiva” formada por el complejo diente-restauración. Esto es especialmente relevante en las restauraciones de cerámicas vítreas puesto que aumenta su resistencia a la fractura y su supervivencia (**Fleming, 2006**).

El cemento de resina actúa de interfase de unión entre las dos superficies a adherir (diente y restauración). La literatura avala su uso ya que ha demostrado que es el cemento que mejor se adhiere tanto al diente como a la cerámica (**Pospiech, 2000; Özcan, 2001; Blatz, 2003; Hummel, 2004**). Mediante este agente de unión se proporciona la adhesión máxima a través de mecanismos físicos y químicos. Por un lado, tenemos la unión entre el diente (esmalte y dentina) y el cemento; por otro, la unión entre el cemento y la restauración (de cerámica, resina compuesta o material híbrido) (**Abboud, 2003; Behr, 2003**;

**Blatz, 2003; Sadan, 2005).** Necesitamos que la unión sea fiable puesto que las restauraciones de recubrimiento parcial no tienen ningún componente mecánico de fricción o retención, sino que su permanencia en boca se basa exclusivamente en la adhesión conseguida.

Por todo ello, aunque la técnica de cementado mediante resinas compuestas sea compleja y requiera un mayor tiempo de trabajo, se recomienda su utilización para conseguir los mayores valores de adhesión posibles (**Behr, 2003; Massironi, 2004).**

Para entender mejor los mecanismos adhesivos entre el diente y una restauración cerámica explicaremos primero los diferentes sistemas adhesivos (apartado 2.4.1), y después la unión entre el diente y el cemento (apartado 2.4.2) y, la unión cemento-cerámica (apartado 2.4.3).

#### **2.4.1 SISTEMAS ADHESIVOS**

Los adhesivos son productos químicos que permiten una unión íntima entre el material restaurador y el diente. Los sistemas adhesivos están compuestos por monómeros resinosos que constituyen el cuerpo del material (HEMA, BisGMA, UDMA, TEGMA, 10-MDP...); además, contienen iniciadores químicos, estabilizadores, solventes y rellenos inorgánicos (**Van Landuyt, 2007).**

Los sistemas adhesivos presentan dos elementos característicos: el imprimador y las resinas de unión. El imprimador o Primer es un componente que sirve para infiltrar la dentina y aumentar su mojabilidad. Se emplea tras el grabado de la superficie dentaria. Este componente contiene monómeros disueltos en un solvente orgánico (acetona, agua, etanol o terbutanol). Los monómeros del primer actúan uniéndose con las fibras de colágeno expuestas tras el grabado. Estos monómeros son hidrófilos, es decir, que poseen afinidad por las moléculas de agua. Incluyen solventes que ayudan en la evaporación del agua presente en los túbulos dentinarios, dejando a los monómeros en íntimo contacto con las fibras de colágeno.

En segundo lugar, se aplica el segundo componente, una resina adhesiva de unión o bonding. Está constituida por monómeros de resina que actúan cubriendo la capa imprimada y creando un puente de unión con el material restaurador. Estos monómeros son hidrófobos, es decir, repelen el agua. De esta manera, sirven para aislar la capa imprimada e hidrófila, preparándola para su unión al material restaurador, hidrófobo (**Sezinando, 2014).** Este proceso se conoce con el nombre de hibridación.

Los sistemas adhesivos han sido clasificados por generaciones durante años, pero la falta de consenso literario ha llevado al desarrollo de nuevas clasificaciones (**Sezinando, 2014**). En la actualidad, se puede diferenciar entre los diferentes sistemas adhesivos en función del papel que desempeña el ácido ortofosfórico en la preparación del sustrato dental. De esta forma, diferenciamos en tres sistemas de adhesión: adhesivos de grabado y lavado, adhesivos autograbantes y adhesivos universales. La diferencia reside en los pasos que requieren para completar el proceso de hibridación.

1) Sistemas adhesivos de grabado y lavado, también conocidos como sistema de dos pasos o tres pasos; o con el término anglosajón de Etch and Rinse. En este grupo, primero se debe realizar el grabado de la superficie dental, desmineralizando los tejidos con ácido ortofosfórico al 37,5 % sobre esmalte durante 30 segundos y sobre dentina durante 15 segundos. En segundo lugar, se lleva a cabo el proceso de hibridación (imprimación y resina de unión). En este grupo de adhesivos, encontramos compuestos químicos que están presentados en un bote o en dos botes:

- 1 bote: Compuesto químico que incluye imprimador Primer y adhesivo Bonding en un mismo bote. Contienen monómeros hidrófobos e hidrófilos en el mismo envase. En este grupo se encuentra el ExcITE DSC®, este adhesivo ha sido empleado en nuestro trabajo para la adhesión de la cerámica IPS e.max CAD®.
- 2 botes: compuesto químico que presenta primer y adhesivo en dos botes diferentes. Contienen los monómeros de imprimación, hidrófilos, separados de los monómeros de resina adhesiva, hidrófobos. Son los adhesivos de referencia (**Van Landuyt, 2007**). Presentan los mejores valores de adhesión (Frankenberger, 2000; Carvalho, 2020). En este grupo se encuentra el Optibond FL® (adhesivo empleado en este trabajo para los grupos de materiales donde se realizó la técnica SID) y VITA A.R.T Bond® (adhesivo empleado en los grupos de materiales VITA SUPRINITY® Y VITA ENAMIC®).

2) Sistemas adhesivos autograbantes, también conocidos como *Self Etch*. Son aquellos que contienen compuestos acídicos en su composición, además de imprimadores y resinas adhesivas. Los compuestos acídicos sirven para realizar el grabado de la superficie de esmalte y dentina y, por tanto, crear una retención mecánica. De este modo, en este tipo de adhesivos, el grabado y la hibridación se producen al mismo tiempo (los monómeros hidrófobos e hidrófilos se aplican a la vez) (**Van Meerbeek, 2011**). No eliminan el barrillo dentinario si no que lo incorporan dentro de la capa híbrida.

A pesar de contener elementos que graben la superficie dental, cuando se trata la superficie de esmalte es necesario complementarlo con un grabado con ácido ortofosfórico (técnica de grabado selectivo del esmalte) para mejorar su capacidad de adhesión sobre el diente **(Padrós, 2003; Perdigao, 2015)**.

El objetivo de este tipo de adhesivos es simplificar la técnica al reducir pasos en el proceso de unión **(Frankerberger, 2000)**. A pesar de ello, presentan ciertos inconvenientes: la capa adhesiva resultante es más susceptible a la degradación hidrolítica debido a la convivencia de monómeros hidrofóbos e hidrofílos **(Tay, 2003)**; presentan una fuerza de adhesión menor que los adhesivos de grabado y lavado **(Frankerberger, 2000)** y, además, este tipo de sistemas adhesivos poseen componentes que interactúan con los elementos catalizadores de determinados cementos de unión. No están indicados cuando se utilizan cementos de resina autopolimerizables o de polimerización dual **(Tay, 2003)**.

Según su presentación, se diferencia en:

- 1 paso o 'todo en uno' **(Van Meerbeek, 2011)**: aúnan en un mismo bote todos los elementos del proceso de adhesión: compuestos acídicos, monómeros hidrofílicos del imprimador y monómeros hidrofóbicos de la resina de unión. Constituyen el proceso de adhesión más rápido, sin embargo, son un compuesto menos estable respecto a otros adhesivos **(Frankerberger, 2000; Salz, 2005)** al unir todos los compuestos en un mismo bote. Por esta razón, presentan una vida útil más corta y peor comportamiento clínico.

- 2 pasos: primer y adhesivo se almacenan en botes diferentes que se mezclan y se aplican a la vez. El primer contienen compuestos acídicos para el grabado de la superficie del diente.

3) Adhesivos universales: son adhesivos que han sido reforzados con otros elementos como son el monómero 10-MDP y partículas de silano, entre otros componentes, para mejorar la unión a la estructura dental y a materiales restauradores. Pueden emplearse como autograbantes, al contener monómeros acídicos, como adhesivos de grabado y lavado o con un grabado selectivo de esmalte previo.

El refuerzo de estos adhesivos tiene como finalidad aumentar su capacidad adhesiva y facilitar la adhesión tanto a diente como a ciertos materiales de restauración. La principal novedad es la incorporación de monómeros de 10-MDP. Este componente es un monómero ácido con grupos carboxílicos y fosfóricos. Estos grupos reaccionan con el calcio de los cristales de apatita,

produciendo una unión química con éstos y dotando a la unión adhesiva de mayor fuerza **(Shibuya, 2019; Carrilho, 2019)**.

Dentro de este grupo de adhesivos se encuentra el Adhese Universal® (Ivoclar Vivadent), Prime&Bond Active® (Dentsply) y Scotchbond™ Universal (3M ESPE). Este último agente adhesivo ha sido empleado en este trabajo para el cementado de la resina nanocerámica Lava™ Ultimate.

## 2.4.2 ADHESIÓN DEL CEMENTO AL DIENTE

### 2.4.2.1 Adhesión a esmalte

El grabado de la superficie del esmalte se inició con Buonocuore en 1955 **(Buonocuore, 1955)**, esto junto con el desarrollo de las resinas a base de Bis-GMA **(Magne, 2005)**, supuso una gran revolución en la adhesión de materiales de restauración.

El esmalte es una estructura formada por una fase mineral inorgánica de fosfato cálcico que forma cristales de hidroxiapatita y compone una matriz orgánica de proteínas y agua: los prismas de esmalte **(Provenza, 1984; Bashkar, 1986)**.

Para su tratamiento, se debe atacar la superficie del esmalte mediante ácido ortofosfórico ( $H_3PO_4$ ) al 37,5%. Éste se encarga de disolver los cristales superficiales de hidroxiapatita, el fosfato cálcico de la hidroxiapatita, y una porción de la terminación de los prismas de esmalte, creando microporosidades de unos 25-75 micrómetros de profundidad **(Albers, 1988)**. Sobre esta superficie porosa se aplica un agente de unión, formado por un primer (monómeros de resina hidrófilos que no requieren fotopolimerización) y un adhesivo (monómeros de resina hidrófobos, que requiere de fotopolimerización). Se deposita en estado líquido, penetra en estas oquedades y queda atrapado creando una retención micromecánica.

La adhesión a esmalte es muy fiable y proporciona mayor resistencia a las restauraciones en cuanto a la flexión y a la fractura **(Ma, 2013; Clausen, 2010; Piemjai, 2007)**. Algunos autores sugieren que cuando se adhiere sobre esmalte, el espesor del disilicato de litio no influye en su resistencia a la fractura **(Ma, 2013)**.

La adhesión empeora cuando se pierde el esmalte en parte o totalmente, de forma que queda dentina expuesta sobre la que apoyar y cementar nuestras restauraciones **(Clausen, 2010; Piemjai, 2007)**.

#### 2.4.2.2. Adhesión a dentina

Conforme hemos explicado, a diferencia de lo que ocurre en esmalte, los túbulos dentinarios constituyen un ambiente húmedo. La mayor concentración de moléculas acuosas (H<sub>2</sub>O) presentes en la dentina dificulta los protocolos de adhesión entre el cemento y la superficie dentaria ya que, tanto las resinas de unión como los agentes adhesivos son hidrofóbicos, es decir, repelen las moléculas de agua. Al dificultar los procesos de unión, disminuye la capacidad adhesiva en la interfase entre el cemento y la dentina. Así mismo, de forma indirecta, esta disminución en la capacidad adhesiva puede tener consecuencias en la resistencia de una restauración de recubrimiento parcial. La resistencia a la fractura y la supervivencia son menores cuando las restauraciones de porcelana se adhieren sobre dentina en lugar de hacerlo sobre una superficie exclusivamente de esmalte **(Burke, 2012; Gurel, 2013)**.

El tratamiento convencional en la adhesión a dentina, al igual que la del esmalte, se basa en dos fases. Una primera fase donde, mediante el grabado con ácido ortofosfórico, se generan microporosidades en los túbulos dentinarios al disolver el fosfato cálcico de la hidroxiapatita grabando la superficie dentinaria 15 segundos y con ello, eliminando el barrillo dentinario y exponiendo las fibras de colágeno. En una segunda fase, se genera el proceso de hibridación, donde los espacios de microretención creados previamente son infiltrados por monómeros de resina **(Van Meerbeek, 2003)**. De esta manera, se forma una estructura en la que se mezclan los componentes dentarios y la resina polimerizada. Esta fusión es conocida como capa híbrida, descrita por Nakabayashi en 1982 **(Nakabayashi, 1982)**.

##### 2.4.2.2.1 Sellado Inmediato de la Dentina (SID)

En los años 90, surge el concepto de sellado inmediato de la dentina (SID). Esta técnica consiste en sellar la superficie dentaria recién expuesta tras el tallado. Su finalidad se basa en evitar la microfiltración bacteriana de la superficie expuesta desde su preparación hasta el cementado de una restauración indirecta, evitar la sensibilidad postoperatoria y aumentar la capacidad de adhesión. La dentina 'fresca' o recién cortada, presenta unas condiciones más favorables para su sellado adhesivo: posee en ese momento fibras de colágeno elongadas, no colapsadas, que permiten una unión con los monómeros de resina de los sistemas adhesivos, creando una unión adhesiva química. Esta técnica permite optimizar las cualidades de la dentina recién cortada y expuesta, sin contaminar, para crear una capa de unión íntima con un sistema adhesivo, minimizando los problemas de las técnicas adhesivas convencionales.

Los principios que sustentan esta técnica son los siguientes:

1. La dentina recién tallada (*freshly cut dentin*) es el sustrato ideal para la adhesión a la misma y se evita la contaminación de la superficie dental con cementos provisionales **(Magne, 2005; Van Der Breemer, 2019; Carvalho, 2020)**.
2. La pre-polimerización del adhesivo incrementa además las fuerzas de unión **(Qanungo, 2016; Choi, 2010)**.
3. Proporciona una adhesión a dentina, libre de tensiones, gracias a que la carga oclusal se pospone hasta que se cementa la restauración indirecta **(Dietschi, 2002)**.

Pascal Magne publicó una técnica basada en el sellado inmediato de la dentina en 2005 . En ella propone un grabado total de la superficie dental mediante un sistema adhesivo de tres pasos (grabado, imprimador y adhesivo) o de dos pasos (grabado y adhesivo con imprimador) **(Magne, 2005)**. La literatura avala que los sistemas adhesivos clásicos de tres pasos son los más fiables a largo plazo a pesar que la tendencia es a simplificar el procedimiento de adhesión **(De Munck, 2003)**.

La técnica descrita por Pascal Magne recomienda el grabado de la dentina recién cortada, sin contaminar, mediante ácido ortofosfórico durante 5-15 segundos. Tras ello, se eliminan los excesos con agua y se seca con cuidado. El siguiente paso es realizar el sellado dentinal mediante la aplicación del imprimador y la resina (en sistemas de tres pasos) o directamente de monómeros de resina que contienen imprimador ( en sistemas de 2 pasos).Se completa el proceso de sellado inmediato de la dentina fotopolimerizando la superficie sellada durante 20 segundos.

Las ventajas de realizar el sellado inmediato de la dentina son las siguientes:

- Aumento de la fuerza de unión adhesiva: la fuerza de unión dentinal se desarrolla de manera progresiva, debido al proceso de copolimerización de los diferentes monómeros de resina.
- Disminución de oquedades.
- Disminución de estrés dentinal: como con la técnica de SID se postpone el empleo de una restauración, el sellado inmediato dentinal no se ve sometido a cargas oclusales, por lo tanto, la fuerza de unión se desarrolla sin estrés, lo que ayuda a mejorar su adaptación.
- Protección frente a la filtración bacteriana cuando entra en contacto con los fluidos orales.
- Proporciona confort al paciente: la dentina queda sellada y el paciente presenta menor sensibilidad post operatoria durante la fase de provisionalización **(Islam, 2006; Feitosa, 2010; Noriko, 2017)**.

### 2.4.3 ADHESIÓN ENTRE CEMENTO Y MATERIAL RESTAURADOR

#### 2.4.3.1 Adhesión a materiales cerámicos

El segundo punto para tener en cuenta en el éxito de un adecuado protocolo de adhesión es la unión entre el agente de unión (cemento de resina) y la superficie tisular del material restaurador seleccionado. Al igual que sobre el diente, la preparación de la superficie del material tiene como objetivo generar una unión químico-mecánica, que dependerá de la composición del material elegido (cerámica feldespática, cerámica de óxidos, materiales híbridos o resinas compuestas). La unión mecánica se obtiene creando microretenciones en la superficie interna de la restauración, y la manera de obtenerlos varía en función de los materiales empleados.

Las cerámicas feldespáticas, son materiales ácido-sensibles, es decir, su superficie reacciona ante la exposición al ácido fluorhídrico. Este ácido produce un grabado de la fase cristalina de la cerámica, eliminando cristales y generando oquedades en su superficie. Estas oquedades actúan como microretenciones en la superficie de la porcelana tratada que permiten aumentar la superficie de contacto con el agente de unión (**Leesungbok, 2015**). En función del tipo de cerámica feldespática, la concentración y el tiempo de actuación del ácido fluorhídrico varía. De este modo, para aquellos materiales compuestos por cerámicas feldespáticas convencionales, el tratamiento requerido es el grabado con ácido fluorhídrico al 9 % durante 120 segundos (**Román, 2015**). Sin embargo, las cerámicas feldespáticas de alta resistencia, al poseer partículas cristalinas de mayor tamaño, requieren un tratamiento de menor intensidad y en menor tiempo, así pues, se emplea el ácido fluorhídrico a una concentración del 4,9% durante 20 segundos (**Özcan, 2007**). Tras su tratamiento, las moléculas de sílice que contienen estos materiales quedan expuestas.

La unión química se obtiene mediante un agente de unión, el silano, formado por una molécula bifuncional de silol. Esta molécula posee dos grupos funcionales, uno que se unirá al agente de unión (cemento de resina) y otro que se unirá a la cerámica (**Özcan, 2007**).

Cuando la superficie cerámica grabada con ácido fluorhídrico entra en contacto con las moléculas de silano, se produce una unión covalente entre el sílice de la cerámica y entre el grupo hydroxyl de la molécula de silano. Esta unión es una reacción lenta que deviene en un grupo siloxano estable y una molécula de H<sub>2</sub>O.

De los materiales estudiados en este proyecto, dos son de cerámica de alta resistencia: cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® y la cerámica de



silicato reforzada con circonio VITA SUPRINITY®. En ambos casos, el tratamiento químico-mecánico de su superficie interna requiere el proceso explicado, pero cambia en cada material. Además, se han seleccionado dos materiales híbridos: un polímero infiltrado con cerámica, VITA ENAMIC®; y una resina nanocerámica Lava™ Ultimate. VITA ENAMIC®, a pesar de ser un material híbrido y, aunar partículas tanto cerámicas como de resina, la mayor parte del volumen del material (86%) está constituido por cerámica feldespática, por lo tanto, su tratamiento sigue el mismo protocolo que el de las cerámicas de alta resistencia. Los protocolos de tratamiento de estos materiales restauradores se han desarrollado en el apartado 4.1.2.3. de Material y Método.

#### 2.4.3.2 Adhesión a materiales de resina compuesta

Cuando el material restaurador seleccionado es un material basado en resina compuesta, el tratamiento varía dado que posee una composición diferente. Las resinas compuestas se basan en una matriz orgánica de resina, un relleno con partículas inorgánicas y un agente unión basado en partículas de sílice (**Özcan, 2007**). Para poder generar una adecuada unión adhesiva, la superficie debe de ser tratada debidamente. Su composición requiere de protocolos de tratamiento diferentes a los empleados para las cerámicas feldespáticas. Para conseguir una unión mecánica adecuada, se pueden utilizar diferentes procedimientos (arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , silicatización, grabado, laser, ...). El procedimiento que más aval científico presenta para el tratamiento mecánico de las superficies de resina compuesta es el arenado con partículas de óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) (**Yoshihara, 2017**). Se ha demostrado que el aumento de la rugosidad de la superficie de adhesión mejora la fuerza de unión en la interfase cemento-material restaurador de resina. La finalidad del tratamiento mecánico es crear oquedades que aumenten la superficie de contacto y la retención de los monómeros de resina (**Tekçe, 2018**). El protocolo recomendado es el chorreado de la superficie con partículas de óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$ , a 2 bares de presión (0,2 MPa de presión) durante 30 segundos.

De los materiales híbridos seleccionados en este trabajo, la resina nanocerámica Lava™ Ultimate (3M ESPE, St Paul, MN, USA) posee una estructura más similar a la de las resinas compuestas. Está constituida por una matriz de resina que ha sido reforzada con nanocluster de sílice y de circonio. Por ello, el tratamiento de este material sigue el protocolo de tratamiento de las resinas compuestas. Todo el proceso está descrito en el apartado 4.1.2.3. de Material y Método.

#### 2.4.4 CEMENTOS DE UNIÓN

##### 2.4.4.1 Cementos de resina

Los cementos adhesivos de resina dotan a la restauración de una unión química diente-cemento-restauración y sellan la interfase diente-restauración. No sólo proporcionan mayor resistencia adhesiva, sino que además alcanzan mejores resultados estéticos **(Ren, 2018)**.

Los cementos de resina pueden clasificarse en dos grupos en función de si necesitan o no un sistema adhesivo complementario. Dentro de los cementos de resina que necesitan un sistema adhesivo la mayor parte de éstos son cementos de composite con una formulación muy similar a la de los composites restauradores, pero con una presentación más fluida. Tienen en su composición dos fases: la matriz orgánica, que aporta las propiedades adhesivas al cemento, y la porción inorgánica o de relleno, que con la presencia de silano ejerce de agente de unión entre ambas partes. En los cementos de resina, el bajo porcentaje de relleno le confiere una menor viscosidad, para facilitar la manipulación y el correcto asentamiento de la prótesis; pero esto también produce deficiencias físicas respecto a sus equivalentes restauradores, por su elevada contracción lineal de polimerización y por su escasa resistencia al desgaste **(Diestchi, 1998)**. La mayor parte de los cementos adhesivos que empleamos pertenecen a esta categoría: Variolink Esthetic® (Ivoclar Vivadent), Panavia® (Kuraray), Rely X Ultimate® (3M ESPE), VITA DUO BOND® (VITA Zahnfabrik), entre otros.

Los cementos autoadhesivos son los más recientes en el mercado. Basan su acción en la incorporación de metil metacrilatos fosfatados, que son ácidos, y por ello, capaces de adherirse a las estructuras dentales. Además, en su composición hay presentes iniciadores auto y fotoactivados, estabilizadores de color, y su relleno está compuesto de sílice coloidal, vidrio de bario, flúor, alúmina y silicato **(Hikita, 2007)**. En el mercado actual, tenemos como ejemplo de estos cementos de resina autoadhesivos el Rely X Unicem® (3M ESPE), Clearfil SA Cement® (Kuraray), Smart Cem® (Dentsply).

##### 2.4.4.2 Cemento de composite precalentado

El empleo de resinas de composite precalentado como cemento de unión suscita mucha controversia en la literatura. Su uso se originó con el fin de minimizar los inconvenientes presentes en la utilización de cementos de resina dual **(Rickman, 2011)**. Entre sus principales ventajas se encuentra la menor contracción tras la polimerización y la facilidad para remover los excesos de cemento **(Krämer, 2005)**. Hay autores que han observado una mejor integridad del margen de la restauración a largo plazo debido al alto contenido de

partículas de relleno en comparación con los cementos de resina **(Kim, 2002)**. Sin embargo, debido a que es un material con más relleno inorgánico, presenta mayor viscosidad durante su manipulación. Por ello, requiere de un tratamiento de calor previo para reducir esa viscosidad y facilitar el asentamiento de las restauraciones.

En este trabajo, se empleó como cemento de unión el composite Empress Direct® (Ivoclar Vivadent). Se trata de un composite nanohíbrido, su composición está constituida por una matriz de dimetacrilato (21,2 %), prepolímeros (9,8 %), relleno inorgánico (68%) con macro y micropartículas (40nm a 3.0  $\mu\text{m}$ ), fotoiniciadores y pigmentos (0,5%) **(Esteves-Salgado, 2018)**. Entre sus propiedades mecánicas, destaca por tener una resistencia a la flexión de 120 MPa y son empleados con éxito como restauraciones directas de premolares y molares **(Esteves-Salgado, 2018)**.

# 3

## Justificación y Objetivos



## JUSTIFICACIÓN

---

A través de lo expuesto en la introducción, hemos podido observar cómo la técnica de adhesión empleada tiene influencia en el éxito a largo plazo de las restauraciones parciales de materiales libres de metal. Esto hace que la toma de decisión del odontólogo no solo se apoye en las propiedades biomecánicas de los materiales de restauración, si no, además, en la capacidad de adhesión que puedan presentar.

La razón que nos ha llevado a plantear el presente estudio ha sido la de intentar aportar nuevos datos y consideraciones sobre la adhesión y la relación de ésta con la resistencia a la fractura de los materiales empleados en restauraciones parciales.

## HIPÓTESIS DE TRABAJO

---

Para determinar la influencia que tienen el tipo de material empleado y la técnica de adhesión sobre el comportamiento de los materiales libres de metal seleccionados hemos planteado las siguientes hipótesis nulas:

1. No existen diferencias en el comportamiento entre los materiales de restauración cerámicos y los materiales híbridos.
2. La técnica de adhesión empleada no tiene influencia en el comportamiento a la resistencia a la fractura de los diferentes materiales de restauración.

## OBJETIVOS

---

1. El objetivo general de este estudio fue determinar si la técnica de cementado tenía o no influencia en el comportamiento resultante de los materiales de restauración libres de metal.

2. Los objetivos específicos que nos planteamos para la realización de este trabajo de investigación fueron:

2.1. Estudiar la resistencia a la fractura de los materiales cerámicos IPS e.max CAD® y VITA SUPRINITY®; y de los grupos de materiales híbridos VITA ENAMIC® Y LAVA™ ULTIMATE. Los datos obtenidos serán sometidos a un estudio estadístico con el fin de poder extraer conclusiones que pudieran indicarnos recomendaciones en la práctica clínica para la elección y uso de este tipo de materiales de restauración.

2.2. Tras el ensayo de resistencia a la fractura estática, estudiar el tipo de fractura producida y la ubicación de ésta, en las muestras ensayadas, mediante microscopía óptica.



# Material y Método







En este capítulo explicaremos, de manera detallada, los materiales empleados en el proceso de elaboración de la muestra, los pasos llevados a cabo para su obtención, los grupos de estudio, los protocolos de adhesión establecidos y el tipo de ensayo de resistencia realizado.

A continuación, se detallan los apartados que desarrollaremos a lo largo de este capítulo:

#### 4.1 Material

##### 4.1.1 Descripción de los materiales empleados

##### 4.1.2 Confección de la muestra

#### 4.2 Método

##### 4.2.1 Ensayo de carga compresiva

##### 4.2.2 Estudio con microscopía óptica

##### 4.2.3 Análisis estadístico

## 4.1 MATERIAL

---

El modelo experimental elegido está constituido por un disco de los distintos materiales a estudiar, cementado sobre un molar tallado previamente, formando el complejo molar-disco.

### 4.1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES EMPLEADOS.

#### 4.1.1.1 Bloques CAD-CAM de los 4 materiales objeto de estudio.

- 4.1.1.1.1. Cerámica de disilicato de litio (DLS): IPS e.max CAD® (Ivoclar-Vivadent).
- 4.1.1.1.2 Cerámica de silicato reforzada con circonita (ZRLS): VITA SUPRINITY® (VITA Zahnfabrik).
- 4.1.1.1.3. Matriz cerámica infiltrada por polímeros (PICN): VITA ENAMIC® (VITA Zahnfabrik).
- 4.1.1.1.4. Resina nanocerámica (RNC): Lava™ Ultimate (3M ESPE).

#### 4.1.1.2 Aparataje para la confección de los discos a partir de los bloques CAD-CAM.

- 4.1.1.2.1 Escáner de laboratorio Sirona InEos Blue® (Sirona Bensheim, Germany).
- 4.1.1.2.2 Software CAM inLab® (Sirona).
- 4.1.1.2.3 Fresadora Inlab MCXL® (Sirona) para la obtención de los discos.
- 4.1.1.2.4 Fresa Cilíndrica MCXL® (Sirona).

#### 4.1.1.3. Terceros molares humanos.

#### 4.1.1.4 Materiales y aparataje para el tratamiento sobre el diente.

- 4.1.1.4.1 Disco diamantado Komet® P.M. 911HH-104-180 (GEBR. BRASSELER GmbH & Co. KG, Lemgo, Alemania) montado sobre pieza de mano.
- 4.1.1.4.2 Discos de pulido Sof-Lex® (3M ESPE) para el pulido de la superficie dentaria tras el tallado. Se emplearon discos de tamaño grande, de mayor a menor granulación (color rojo, naranja y amarillo, en orden consecutivo).
- 4.1.1.4.3 Suero fisiológico para el almacenamiento de los molares antes y después de su preparación.
- 4.1.1.4.4 Ácido ortofosfórico al 37,5 % Scotchbond™ Universal Etch® (3M ESPE) para el grabado de esmalte y dentina.
- 4.1.1.4.5 Adhesivo.
  - 4.1.1.4.5.1 Excite® (Ivoclar-Vivadent).
  - 4.1.1.4.5.2 VITA A.R.T Bond® (VITA Zahnfabrik).
  - 4.1.1.4.5.3. Scotchbond™ Universal (3M ESPE).
  - 4.1.1.4.5.4 Optibond FL® (Kerr).

#### 4.1.1.5 Materiales y aparataje para el tratamiento de la superficie restauradora de los discos.

4.1.1.5.1. Silicona consistencia pesada Elite® HD+ (Zhermack S.p.A, Badia Polesine, Italy), para la sujeción de los discos durante su tratamiento.

4.1.1.5.2. Ácido fluorhídrico para el grabado ácido de la superficie del material:

4.1.1.5.2.1. IPS® Ceramic Etching Gel (Ivoclar-Vivadent), ácido fluorhídrico al 4,9% para la preparación de la superficie del IPS e.max CAD® (Ivoclar-Vivadent).

4.1.1.5.2.2 Vita Adiva® Cera-Etch (VITA Zahnfabrik), ácido fluorhídrico al 5% para la preparación de la superficie de VITA SUPRINITY® y VITA ENAMIC® (VITA Zahnfabrik).

4.1.1.5.3. Silano:

4.1.1.5.3.1 Monobond Plus® (Ivoclar-Vivadent).

4.1.1.5.3.2 Vita Adiva® C-Prime (VITA Zahnfabrik).

4.1.1.5.4. Arenadora Cojet Prep® (3M ESPE) para preparar la superficie del Lava™ Ultimate (3M ESPE) y la superficie de los molares sellados. El polvo empleado consistió en óxido de aluminio de 50 micrómetros.

4.1.1.5.5 Cuba ultrasonidos: Digital Ultrasonic Cleaner® (VEVOR, Bolton, England).

4.1.1.5.6 Agua Destilada para limpieza de los discos de Lava™ Ultimate.

4.1.1.5.7 Cementos de composite:

4.1.1.5.7.1 Cemento de composite dual Variolink Esthetic® (Ivoclar-Vivadent).

4.1.1.5.7.2 Cemento de composite dual VITA Duo Cement® (VITA Zahnfabrik).

4.1.1.5.7.3 Cemento de composite dual RelyX™ Ultimate (3M ESPE).

4.1.1.5.7.4 Cemento de composite precalentado de micropartícula Empress Direct® (Ivoclar-Vivadent).

4.1.1.5.8 Glicerina Liquid Strip® (Ivoclar-Vivadent).

4.1.1.6 Máquina para el precalentado de la resina de composite: Restorative ENA Heat® Composite Heating Conditioner (Micerium S.p.A, Italy).

4.1.1.7. Lámpara de polimerización: Led Woodpecker® (DTE, Michigan, EE. UU) para fraguar los distintos elementos de unión (adhesivo, cemento de resina y cemento de composite precalentado) en la formación del complejo disco-molar.

4.1.1.8 Peso de un kilogramo.

4.1.1.9. Materiales para la confección del complejo molar-disco-cilindro.

4.1.1.9.1 Cilindros de cobre huecos, para posicionar el binomio molar-restauración mediante su relleno de escayola. Sus medidas son 25 mm de diámetro y 50 mm de altura.

4.1.1.9.2. Escayola piedra tipo IV: Elite® model Ivory (Zhermack S.p.A), con la que fijar el binomio molar-restauración dentro del cilindro de cobre.

4.1.1.9.3 Cinta adhesiva.

4.1.1.9.4 Loseta vidrio.

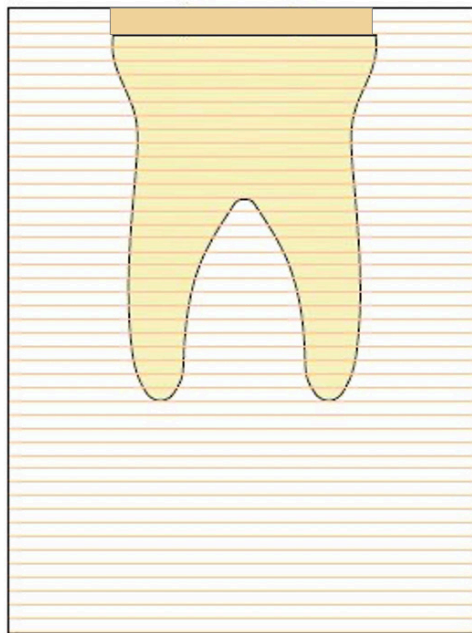
4.1.1.10 Estufa: P Selecta® modelo 210 (JP SELECTA S.A. Barcelona, España) para simular las condiciones del medio oral durante 24 horas.

4.1.1.11 Máquina de ensayo dinámico: Shimadzu AG-X plus® (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón): con la que se realizaron los ensayos de carga estática.

4.1.1.12 Microscopio óptico: Leica M125® (Leica Microsystems CmbH, Wetzlar, Alemania).

#### 4.1.2. CONFECCIÓN DE LA MUESTRA

El modelo experimental (Imagen 8) elegido está constituido por un disco, de los distintos materiales a estudiar, cementado sobre un molar tallado previamente, formando el complejo molar-disco. Este complejo se encuentra estabilizado en el interior de un cilindro de cobre mediante escayola tipo IV. La investigación realizada se llevó a cabo siguiendo la **Norma UNE-EN ISO 6872:2015/A1:2018** correspondiente a materiales cerámicos en prótesis dental.

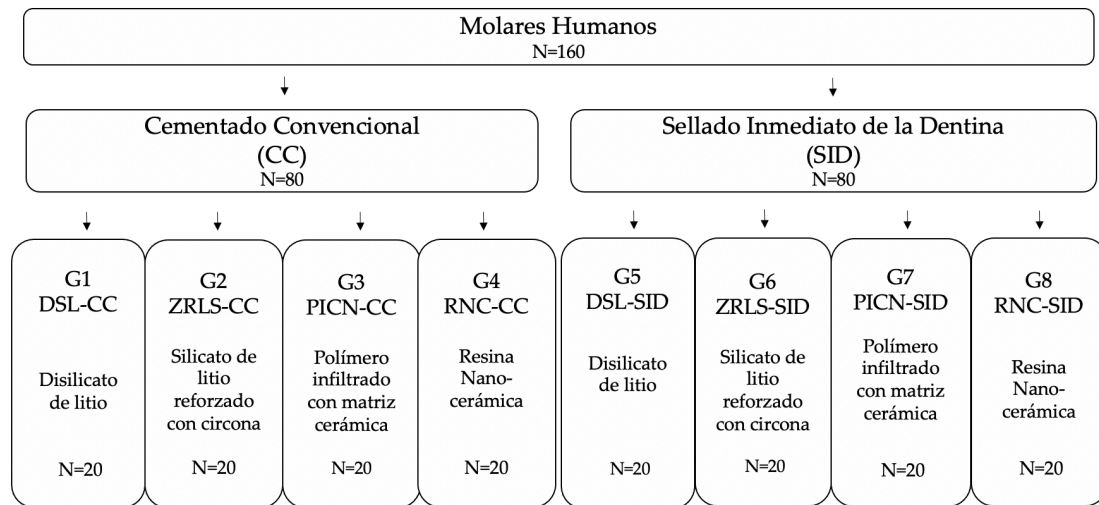


*Imagen 8: Diseño de la muestra*

Se elaboraron 160 muestras en total, obteniendo 40 muestras de cada material seleccionado (Ver apartado 4.1.1.1. Bloques CAD-CAM).

Se emplearon dos técnicas de adhesión diferentes para el proceso de cementado de cada material, por lo que, de las 40 muestras confeccionadas de cada material, 20 muestras fueron cementadas siguiendo el protocolo de cementado convencional (CC), establecido por cada fabricante, mientras que las 20 muestras restantes se cementaron mediante el protocolo de sellado inmediato de la dentina (SID). De esta manera, las 160 muestras totales se dividieron en 8 grupos de ensayo con una  $n$  de 20 por grupo ( $n=20$ ) (esquema 1) en función del tipo de material y del protocolo de adhesión seleccionado.

A continuación, expondremos el proceso de elaboración de las muestras.



**Esquema 1:** Distribución y nomenclatura de los grupos de muestras en función de la técnica de adhesión y del tipo de material.

#### 4.1.2.1 Confección de los discos

Por medio de un procedimiento de diseño y mecanizado guiado por ordenador (CAD-CAM), se prepararon virtualmente 40 discos de IPS e.max CAD®, VITA SUPRINITY®, VITA ENAMIC® y Lava™ Ultimate (160 discos en total).

Previamente se había confeccionado una réplica en cera de las dimensiones establecidas para el ensayo: 1,5 mm de altura por 10 mm de diámetro, que se escaneó mediante un escáner Sirona InEos Blue® (Sirona). El archivo estereolitográfico (STL) de la réplica se ubicó virtualmente, mediante un software, en los bloques de dichos materiales y se fresó mediante la fresadora Inlab MCXL® (Sirona). De cada bloque de material se obtuvieron hasta 6 discos. El proceso de elaboración del fresado dura aproximadamente una hora. Posteriormente, se retiró de los discos los vástagos de unión mediante un micromotor y una fresa de fisura. De esta forma, obtuvimos los 160 discos con las dimensiones idénticas de manera uniforme. Se verificaron dichas dimensiones mediante un medidor decimal de espesores digital. Los discos de los materiales IPS e.max CAD® (DSL) y VITA SUPRINITY® (ZRLS) pasaron por una segunda fase de sinterizado, donde eran calentados mediante un horno (840° durante 8 minutos). Por último, los discos de estos dos materiales se revisaron, se repasaron con una fresa de piedra a baja revolución, se limpiaron con vapor y se glasearon a 800 ° (Imagen 9).

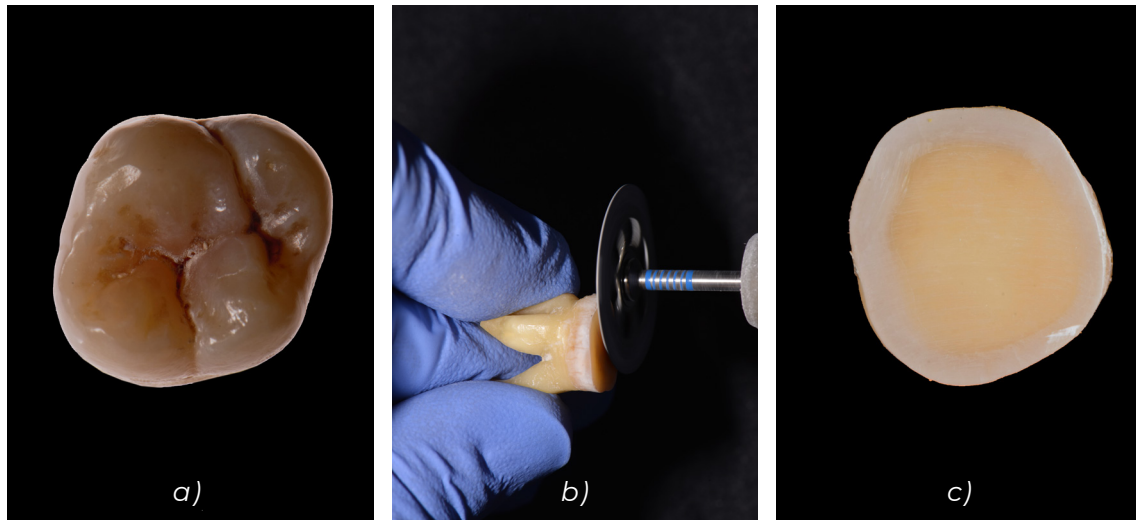


**Imagen 9:** Conjunto de discos de IPS e.max CAD® tras su preparación.

#### 4.1.2.2 Preparación de los molares

Se seleccionaron pacientes con indicaciones de extracción de terceros molares por motivos odontológicos. Se entregó y se explicó un consentimiento informado a cada paciente (Ver apartado 9.1 Anexo). Este procedimiento fue aprobado por el comité de Bioética de la Universitat de València con el número de registro **H1542128153508** (Ver apartado 9.2 Anexo). Con objeto de exponer enteramente la dentina de los molares se realizó la eliminación, mediante un disco, de la cara oclusal de los mismos. Se utilizó un disco diamantado Komet® P.M. 911HH-104-180 montado en pieza de mano. Una vez finalizada la eliminación de tejido con la fresa, se empleó una técnica de fluorescencia con rayos ultravioleta (UV) para verificar la ausencia de esmalte oclusal, dejando una superficie de preparación dentaria que consistía en un anillo periférico de esmalte y una superficie central de dentina (Imagen 10). Se limpió la superficie dentinaria expuesta con un cepillo de nylon y piedra pómez montados en micromotor, con agua, a baja velocidad. Se lavó la superficie con agua y, por último, se pulió mediante la secuencia de discos Sof-lex® (3M ESPE) de mayor a menor granulación: disco rojo, disco naranja y disco amarillo.





**Imagen 10:** Tallado de la superficie dentaria mediante fresa de disco diamantado Komet®. a) molar; b) corte con fresa; c) molar tallado

Los 160 molares preparados, se dividieron en dos bloques de 80 molares cada uno. Sobre cada bloque de molares se realizó una técnica de adhesión diferente:

- Bloque CC: 80 molares se trataron según la técnica de cementado convencional. Tras el tallado de la superficie dentaria, fueron sumergidos, en fresco, en suero fisiológico durante 7 días.
- Bloque SID: 80 molares se trataron siguiendo el protocolo de sellado inmediato de la dentina. Tras el tallado de la superficie dentaria, se selló la dentina 'fresca' expuesta, sin contaminar, antes de sumergir en suero fisiológico 7 días.

A continuación, detallaremos los dos protocolos de adhesión llevados a cabo en este estudio:

a) Tratamiento de los molares del bloque CC.

1. Inmersión de los dientes, durante 7 días, en suero fisiológico a 37° con estufa P Selecta®.
2. Secado suave de los dientes con jeringa de aire.
3. Grabado: Se graba con ácido ortofosfórico Scotchbond™ Universal Etch al 37,5 % sobre esmalte periférico durante 30 segundos y sobre dentina durante 15 segundos.
4. Lavado de la superficie grabada con pistola de agua y secado suave mediante presión negativa de la aspiración del sillón dental.

5. Agente adhesivo: Aplicación durante 20 segundos del adhesivo indicado por las respectivas casas comerciales según el material seleccionado:

- Sobre 20 molares se aplicó ExcīTE DSC® (Grupo 1 (DLS-CC) y 5 (DSL-SID).
- Sobre 40 molares se aplicó VITA A.R.T Bond® (Grupo 2 (ZRLS-CC); 3 (PICN-CC); 6 (ZRLS-SID) y 7 (PICN-SID).
- Sobre 20 molares se aplicó Scotchbond™ Universal (Grupo 4 (RNC-CC) y 8 (RNC-SID).

6. Se sopló la superficie con pistola de aire durante 10 segundos y se fotopolimerizó con una lámpara de polimerización LED Woodkeeper® durante 20 segundos.

7. Cementado del disco (El proceso de tratamiento del disco y cementado se explica a continuación en el apartado 4.1.2.3).

#### b) Tratamiento de los molares del bloque SID.

Los 80 molares restantes fueron preparados de forma inmediata a su tallado, con el objetivo de preparar la dentina "fresca", recién cortada, sin colapsar y sin contaminar. El protocolo de sellado inmediato de la dentina se basa en:

1. Grabado selectivo de esmalte (30 segundos) y dentina recién tallada (15 segundos) con ácido ortofosfórico al 37,5 % Scotchbond™ Universal Etch.

2. Lavado de la superficie grabada con pistola de agua y secado de la superficie mediante presión negativa de la aspiración del sillón dental.

3. Adhesivo: Aplicación de Primer Optibond FL® (bote 1) mediante un aplicador desechable, se frota durante 20 segundos y se sopla suave con jeringa de aire. Después, se aplica el Bonding Optibond FL® (bote 2) mediante un aplicador desechable, se frota durante 20 segundos. Se sopla suave con pistola de aire, para eliminar excesos, durante 10 segundos y se fotopolimeriza la superficie sellada mediante una lámpara de polimerización LED WoodPecker® durante 20 segundos. Aplicación de glicerina Liquid Strip® (Ivoclar Vivadent) en la superficie sellada para completar la polimerización de la capa de resina inhibida por oxígeno. Se completa la fotopolimerización de la superficie durante 20 segundos. Se lava de nuevo con pistola de agua durante 20 segundos para eliminar la glicerina.

Tras realizar el sellado inmediato de la dentina, se procedió al almacenamiento de los 80 molares sellados durante 7 días en suero fisiológico a 37° mediante una estufa P Selecta®. Este proceso tiene la finalidad de imitar la contaminación a la que estarían expuestos en el medio oral durante la fase provisional.

Transcurrido este periodo, previo al cementado de los discos, se realiza la segunda fase del protocolo SID. En esta segunda fase, se debe activar de nuevo la superficie sellada de todos los molares sellados. Para ello, se realizó el siguiente proceso:

1. Arenado: Se arena mediante una Arenadora Cojet Prep® con partículas de óxido de aluminio de 50 micras a 2 bares de presión durante 30 segundos.
2. Grabado: se graba de nuevo la superficie refrescada de esmalte y dentina con ácido ortofosfórico al 37,5 % durante 15 segundos.
3. Se lava con pistola de agua y se seca mediante la presión negativa de la aspiración del sillón dental.
4. Agente adhesivo: se aplica mediante un bastoncillo desechable Bonding Optibond FL® (bote 2), se frota durante 20 segundos y se sopla suave mediante jeringa de aire durante 10 segundos. Se fotopolimeriza la superficie mediante una lámpara Woodpecker® durante 20 segundos.
8. Cementado del disco. Este punto constituye una referencia al proceso general de cementado cerámico. El proceso completo de tratamiento del disco y su cementado se explicará con más detalle junto al desarrollo de los grupos de estudio (apartado 4.1.2.3).

#### 4.1.2.3 Grupos de estudio

En este apartado vamos a explicar cómo se ha realizado la unión de los discos de material restaurador a la dentina preparada, formando así el binomio molar-restauración (Imagen 11). Además, al mismo tiempo, se van a describir los diferentes grupos de estudio (Esquema 2) seleccionados en este trabajo.



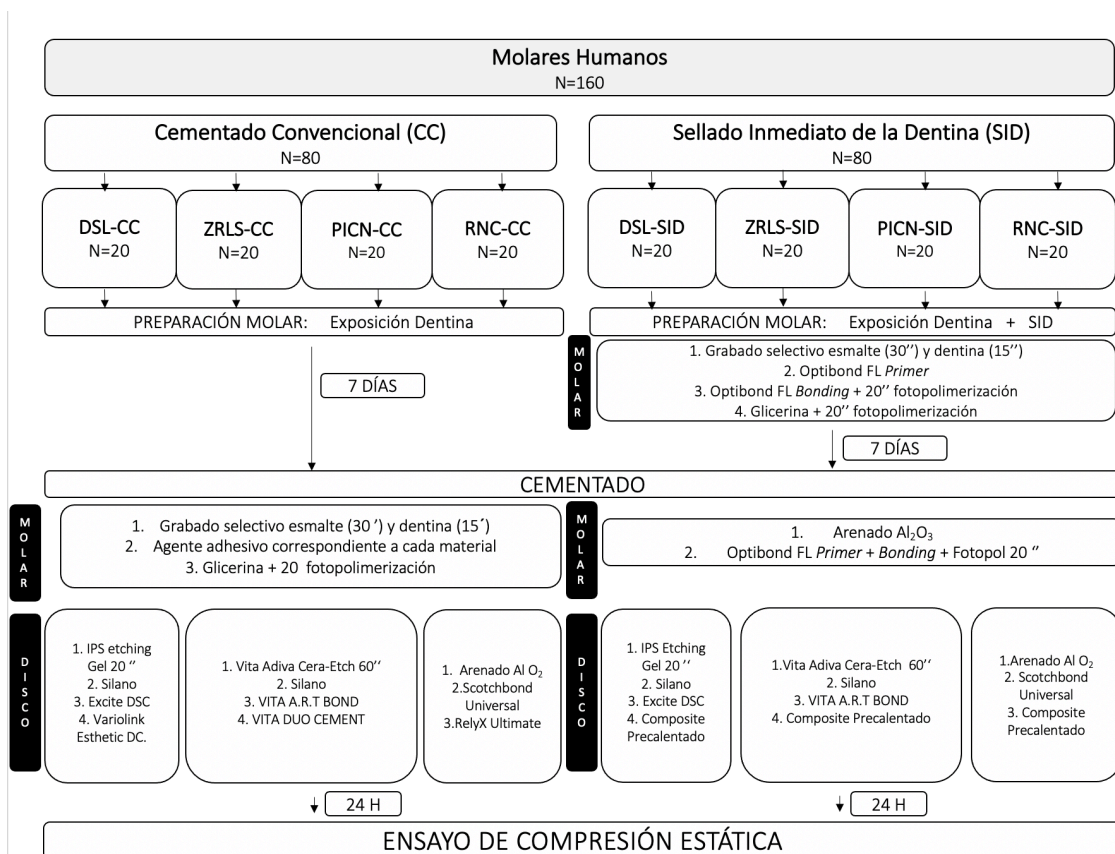
**Imagen 11:** *Binomio molar-restauración.*

#### **Grupo 1 – Grupo Control: Cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® cementada mediante técnica convencional (DSL-CC).**

En este grupo hemos unido 20 discos del material IPS e.max CAD® a 20 molares tratados mediante la técnica de cementado convencional (CC). Para su cementado, la superficie del bloque restaurador que se adherirá al diente debe ser tratada siguiendo el protocolo recomendado por su casa comercial:

1. Grabado de la superficie con ácido fluorhídrico al 4.9 % IPS Ethching®Gel (Ivoclar Vivadent) durante 20 segundos.
2. Lavado de la superficie grabada con pistola de agua y secado fuerte con jeringa de aire.
3. Aplicación de Silano Monobond Plus® mediante bastoncillos desechables, se deja 60 segundos y se seca fuerte con jeringa de aire.
4. Agente adhesivo: aplicación, mediante un bastoncillo desechable, de una capa de adhesivo ExcITE DSC®, se frota durante 20 segundos, sin fotopolimerizar.
5. Cemento: aplicación, sobre la superficie de la cerámica, del cemento dual Variolink Esthetic Neutral® DC mediante una punta fina de automezcla desechable. Se posiciona el diente preparado, en vertical, sobre un bloque

de silicona pesada Elite® HD+. Se posiciona el disco con el cemento sobre la superficie del molar previamente preparada y se ejerce una presión de 1 kg de fuerza mediante un peso para asegurar la unión íntima entre ambos elementos. Se fotopolimeriza durante 5 segundos con una lámpara de polimerización LED Woodpecker®, se eliminan los excesos de material con un bastoncillo desechable, y se completa la polimerización 20 segundos más. Se aplica Glicerina Liquid Strip® sobre toda la superficie y se vuelve a fotopolimerizar 20 segundos. Se lava la superficie con jeringa de agua para eliminar la glicerina aplicada.



**Esquema 2:** Distribución gráfica de los distintos grupos de estudio establecidos, el número de muestras y protocolo de adhesión seleccionado y llevado a cabo en cada caso.

**Grupo 2: Cerámica de silicato de litio reforzada con circonita cementada mediante técnica convencional (ZRLS-CC).**

En este grupo hemos unido 20 discos del material VITA SUPRINITY® a 20 molares tratados previamente mediante la técnica convencional (CC). Para su cementado, la superficie restauradora requiere el tratamiento mediante el protocolo recomendado por su casa comercial:

1. Grabado de la superficie con ácido fluorhídrico al 5% Vita Adiva® Cera-Etch durante 60 segundos.
  2. Lavado de la superficie grabada con pistola de agua y secado fuerte con jeringa de aire.
  3. Aplicación de Silano Vita Adiva® C-Prime mediante bastoncillos desechables, se deja 60 segundos y se seca fuerte con jeringa de aire.
  4. Agente Adhesivo: Aplicación, mediante un bastoncillo desechable, de una capa de adhesivo VITA A.R.T Bond®, se frota durante 20 segundos, sin fotopolimerizar.
  5. Cemento: Aplicación sobre la superficie de la cerámica del cemento dual VITA DUO CEMENT®, se mezclan base y catalizador en una loseta de vidrio y se aplica sobre el disco con una espátula de mezcla.
- El procedimiento de unión y polimerización es el mismo que el utilizado en el grupo anterior.

**Grupo 3: Cerámica infiltrada con polímeros de resina VITA ENAMIC® cementada mediante técnica convencional (PICN-CC).**

En este grupo hemos unido 20 discos del material VITA ENAMIC® a 20 molares tratados previamente mediante la técnica convencional (CC). El procedimiento de acondicionamiento de la superficie y adhesión para este material es el mismo que el empleado en el grupo 2.

**Grupo 4: Resina nanocerámica Lava™ Ultimate cementada mediante técnica convencional (RNC-CC).**

En este grupo hemos unido 20 discos del material Lava™ Ultimate a 20 molares tratados previamente mediante la técnica convencional (CC). 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 durante 60 segundos a 100 kHz y secado fuerte con jeringa de aire.
2. Arenado con partículas óxido de aluminio de 50 micras (Cojet Prep®) a 2 bares de presión y a una distancia de 10 mm, hasta conseguir una superficie mate.
3. Limpieza con alcohol de 96°, aplicado con bastoncillo desechable, de la superficie y secado fuerte 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 punta fina de automezclado y siguiendo el mismo procedimiento de unión y polimerización que en los grupos anteriores.

**Grupo 5: Cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® cementada mediante sellado inmediato de la dentina (DSL-SID).**

En este grupo hemos unido 20 discos de material IPS e.max CAD® a 20 molares tratados mediante la técnica de sellado inmediato de la dentina (SID). El acondicionamiento de la superficie del bloque de IPS e.max CAD® es el mismo que en el grupo 1. Sin embargo, se emplea como cemento de unión el composite Empress Direct® (Ivoclar Vivadent) precalentado a 68° en la máquina de precalentado Restaurativa ENA Heat® durante 5 minutos. Se aplica el cemento sobre la superficie del diente y se polimeriza como en el resto de los grupos.

**Grupo 6: Cerámica de silicato reforzada con partículas de zircona VITA SUPRINITY® cementada mediante sellado inmediato de la dentina (ZRLS-SID).**

En este grupo hemos unido 20 discos de material VITA SUPRINITY® a 20 molares tratados mediante la técnica de sellado inmediato de la dentina (SID). El acondicionamiento de la superficie del bloque de VITA SUPRINITY® es el mismo que en el grupo 2. El proceso de cementado es el mismo que en el grupo 5.

**Grupo 7: Cerámica infiltrada con polímeros de resina VITA ENAMIC® cementada mediante sellado inmediato de la dentina (PICN-SID).**

En este grupo hemos unido 20 discos de material VITA ENAMIC® a 20 molares tratados mediante la técnica de sellado inmediato de la dentina (SID). El acondicionamiento de la superficie del bloque de VITA ENAMIC® es el mismo que en el grupo 2. El proceso de cementado es el mismo que en el grupo 5.

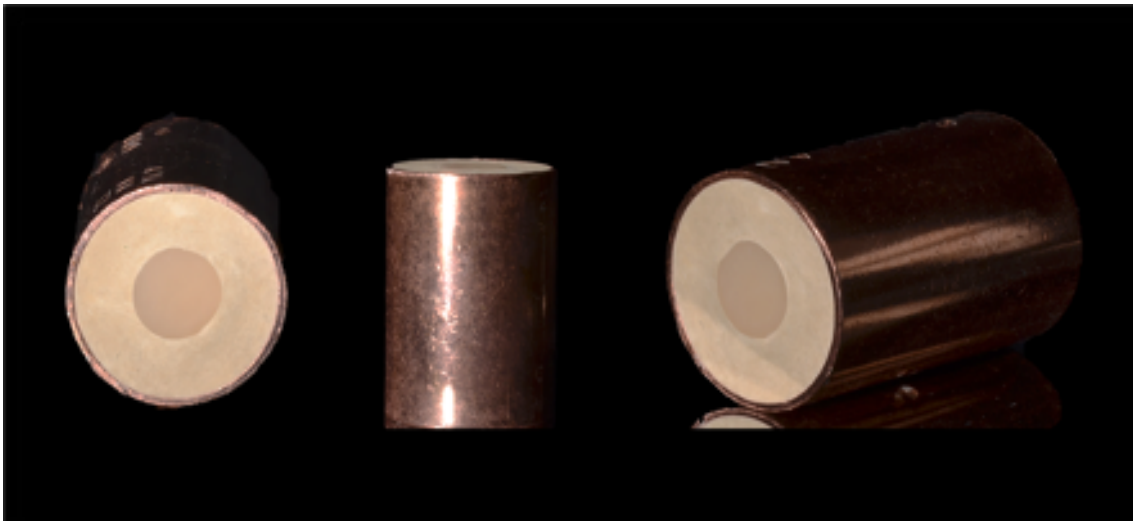
**Grupo 8: Resina nanocerámica Lava Ultimate cementada mediante sellado inmediato de la dentina (RNC-SID).**

En este grupo hemos unido 20 discos de material Lava® Ultimate a 20 molares tratados mediante la técnica de sellado Inmediato de la dentina (SID). El acondicionamiento de la superficie del bloque de Lava® Ultimate es el mismo que en el grupo 4. El proceso de cementado es el mismo que en el grupo 5.

De esta forma, hemos obtenido un total de 160 especímenes con el fin someterlos a un ensayo de carga estática. En el esquema 2, hemos representado, de forma gráfica, el procedimiento llevado a cabo para la confección de los diferentes grupos de estudio.

Para poder estabilizar la muestra en la máquina de ensayo se introdujo el binomio molar-restauración en un cilindro de cobre y se estabilizó con escayola tipo IV Elite® model Ivory (Zhermack). Para su confección se empleó una banda adhesiva de 20 mm de ancho para estabilizar los dos elementos: cilindro de cobre y binomio molar-restauración. Se colocó la banda adhesiva hacia arriba y se pegó la cara plana del binomio en el centro de la banda adhesiva y el cilindro alrededor. Se rellenó todo el espacio con escayola tipo IV, se cubrió con una loseta de vidrio y se dejó fraguar. Con este procedimiento se obtiene el complejo cilindro-restauración-disco (Imagen 12).

Previamente al ensayo se almacenaron sumergidos en suero fisiológico a 37°C de temperatura durante 24 horas; para ello empleamos la Estufa P Selecta® programada para que mantenga la temperatura.



**Imagen 12:** *Confección del complejo diente-disco-cilindro.*



## 4.2 MÉTODO

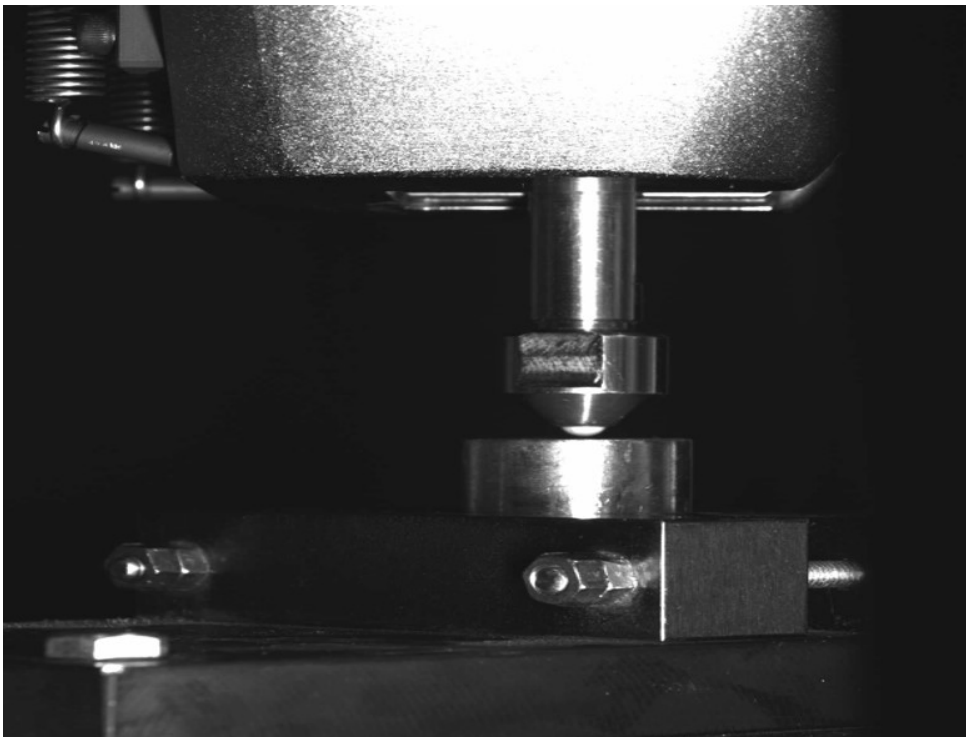
---

### 4.2.1 ENSAYO DE CARGA COMPRESIVA.

Las muestras de los ocho grupos se sometieron, posteriormente, a un ensayo de carga estática hasta la fractura mediante una máquina Shimadzu® modelo AGX 100 KN (Shimadzu, Kioto, Japón). Se aplicó una fuerza de compresión mediante un vector de fuerza cuya dirección era perpendicular al material de las muestras. La máquina presentaba una bola de alúmina de 4 mm de diámetro que descendía de modo vertical, con una velocidad de cruceta de 0.5 mm por minuto. Esta máquina presenta una célula de carga de 5000 N, y está conectada a un PC compatible (Imagen 13).

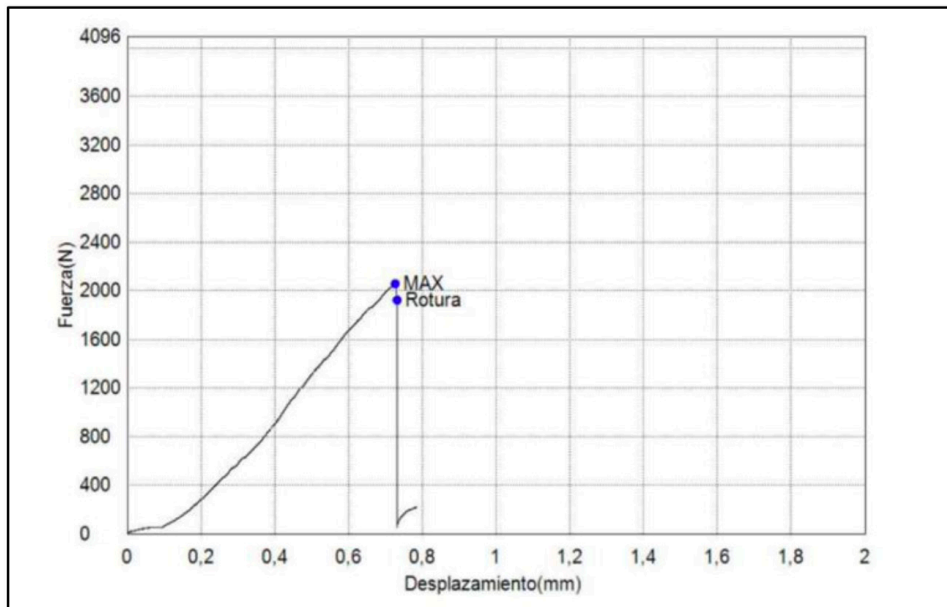
En el momento de la primera fractura de la restauración, la máquina era detenida por el operador pulsando la tecla de parada del programa. El programa indicaba la fuerza ejercida en Newtons (N) a la que se había producido la fractura del material de restauración de la muestra.

Dicho procedimiento se realizó con los equipos y en las instalaciones del Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales ubicado en la Universidad Politécnica de Valencia.



**Imagen 13:** *Espécimen durante el ensayo de resistencia en la máquina Shimadzu® modelo AGX 100 KN.*

Finalizado el proceso de ensayo y recogidos los datos en sus documentos Excel, se confeccionó, en primera instancia, una gráfica (Gráfica 1) donde se refleja el comportamiento de carga de la muestra en base al desplazamiento (eje x) y la fuerza ejercida en N (eje y).



**Gráfica 1:** Representación gráfica del comportamiento de la muestra n° 4 del Grupo 6: ZRLS-SID.

Sobre esta gráfica se determina la primera fractura y se anota el valor de fuerza máximo. Una vez obtenidos todos los valores se calcularon los siguientes coeficientes estadísticos: media 20, media 18, desviación típica y mediana. Se calculó la media 18, eliminado el valor más alto y el más bajo, para evaluar posibles valores extremos que pudieran dar un falso error.

Este ensayo de compresión está constituido por la interacción de dos materiales de comportamiento elástico, por un lado, la bola de alúmina y, por otro lado, el material del disco del que está formada la muestra. La fuerza que resulta de la interacción de dos cuerpos genera esfuerzos de contacto debido a que cuando ambos cuerpos interactúan no se 'amoldan' uno sobre otro, sino que se deforman generando puntos localizados de presión en regiones dentro del área de contacto. Este efecto crea esfuerzos determinados tanto en el área de contacto como en sus vecindades. Estos esfuerzos deben ser estudiados para evitar errores de aproximación de los resultados. El modelo Hertziano está basado en el estudio de la presión ejercida entre dos esferas elásticas que

se relacionan por medio de una zona de contacto plana. La distribución de las presiones que se ejercen sobre dicho plano se puede estudiar mediante la siguiente fórmula:

$$P = \frac{2F}{\pi r}$$

que responde a las siguientes variables:

- $P$ = presión o tensión de contacto entre la bola de alúmina y el disco (en MPa).
- $F$ = Fuerza en N.
- $r$ = Radio de la zona de contacto entre bola y disco. Su cálculo está supeditado, a su vez, al uso de la siguiente fórmula:

$$r^2 = \frac{4FR(1 - \nu_a)^2}{\pi Ec}$$

Donde:

- $F$ = fuerza en Newton (N).
- $r$ = radio de la bola de alúmina ( $r = 2$  mm).
- $\nu_a$  = Coeficiente de Poisson de la bola de alumina. ( $\nu_a = 0,26$ ) (**Della Bona, 2014**).
- $Ec$ = Módulo de Young del complejo de bola-disco. Para su cálculo se emplea la forma geométrica que viene definida por la siguiente ecuación:

$$1/Ec = \left( \frac{1 - \nu_a^2}{Ea} \right) + \left( \frac{1 - \nu_d^2}{Ed} \right)$$

Donde se representan las siguientes variables:

- $Ea$ = Módulo de Young de alúmina ( $Ea = 380$  GPa).
- $\nu_d$  = coeficiente de Poisson de la parte superior del disco: En el caso del material de disilicato de litio (DSL) es de 0,25; para cerámica reforzada con zirconio (ZRSL) de 0,24; para la cerámica infiltrada con polímero (PICN) de 0,23

y para la resina nanocerámica (RNC) de 0,3. **(Della Bona, 2014).**

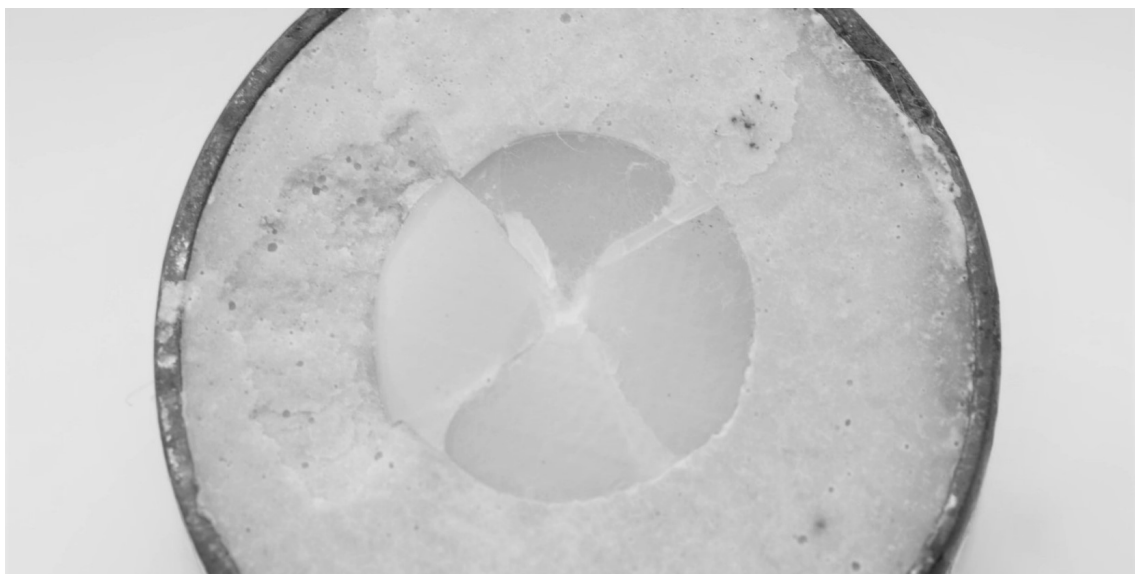
-  $E_d$  = Módulo de Young de la parte superior del disco: En el caso del material de DSL es de 95 GPa (95000 MPa); para la ZRLS de 70 GPa (70000 MPa); para la PICN de 37,95 GPa (37950 MPa) y para la RNC de 12,77 GPa (12770 MPa) **(Duarte, 2014).**

Se aplicó el modelo Hertziano y se obtuvieron los valores de presión equivalente en MPa. Se calcularon para cada grupo los siguientes coeficientes estadísticos: media 20, media18, desviación típica y mediana.

#### 4.2.2 ESTUDIO CON MICROSCOPIA ÓPTICA.

Las muestras, tras el ensayo de fractura, fueron observadas con un estereomicroscopio óptico Leica M125® (Leica Microsystems CmbH, Wetzlar, Alemania), con iluminación LED Leica LED5000 SLI®, dotado de una cámara Leica DFC295® situado en las mismas instalaciones del Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. Todos los especímenes se estudiaron mediante 10 aumentos (10X), de modo que se evaluó el patrón de fractura presentado (Imagen 14), diferenciando entre:

- Fallo cohesivo: la fractura afecta sólo al espesor del material restaurador.
- Fallo adhesivo: la fractura se produce en la interfase entre el material restaurador y la superficie del diente, implicando el descementado y, por lo tanto, la separación de los componentes del binomio diente-restauración.
- Fallo mixto: la fractura es cohesiva y adhesiva al mismo tiempo. La línea de fractura afecta al material restaurador y a la interfase, produciéndose un descementado.



**Imagen 14.** Fotografía de un espécimen tras el ensayo de carga estática.

#### 4.2.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Los grupos de este trabajo presentan una estructura común y la misma metodología por lo que el objetivo del análisis estadístico es comparar sus resultados en distintos bloques de estudio:

a) Bloque CC: Se va a estudiar la diferencia de comportamiento entre los grupos donde se ha empleado la técnica de cementado convencional: Grupo 1: DSL-CC; grupo 2: ZRLS-CC; Grupo 3: PICN-CC y Grupo 4: RNC-CC

b) Bloque SID: Se va a estudiar la diferencia de comportamiento entre los grupos donde se ha empleado la técnica de cementado de Sellado Inmediato de la Dentina: Grupo 5: DSL-SID; Grupo 6: ZRLS-SID; Grupo 7: PICN-SID y Grupo 8: RNC-SID.

c) Bloque material: se va a estudiar las diferencias según el tipo de material empleado. Así se han realizado las diferentes relaciones entre grupos: grupos 1: DSL-CC y 5: DSL-SID, material IPS e.max CAD®; grupos 2: ZRLS-CC y 6: ZRLS-SID, material VITA SUPRINITY®; grupos 3: PICN-CC y 7: PICN-SID, material VITA ENAMIC®, y grupos 4: RNC-CC y 8: RNC-SID, material Lava™ Ultimate.

La carga compresiva a la cual se produce la fractura del material fue registrada por la máquina en N; esta fuerza y la presión resultante tras su conversión a MPa (al aplicar un modelo de tipo Hertziano a la carga entre las superficies del disco de la muestra y de la bola de alúmina) han constituido las dos variables respuesta primarias para el análisis estadístico.

El análisis descriptivo proporcionó los datos estadísticos más relevantes para las variables de fuerza y presión, como son media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. Se proporcionan también los intervalos de confianza al 95% para la media de las respuestas.

La normalidad de las variables de fuerza se contrasta mediante la prueba de Shapiro-Wilks. La homogeneidad de las varianzas en los diferentes grupos se evalúa mediante la prueba de Levene. En la mayoría de los grupos se verifica la hipótesis de normalidad y en caso negativo, suele identificarse algún espécimen con un valor extremo. Se ha sustituido este valor por la media del grupo y se confirma el ajuste a normal.

Las varianzas de los grupos son muy heterogéneas y no siempre es posible controlarlas mediante una transformación Box-Cox, por lo que se hará desde el modelo analítico, estableciendo los siguientes objetivos:

- Objetivo I: Comparación de los grupos del bloque CC (Grupos 1 (DSL-CC), 2 (ZRLS-CC), 3 (PICN-CC) y 4 (RNC-CC)).
- Objetivo II: Comparación de los grupos del bloque SID (Grupos 5 (DLS-SID), 6 (ZRLS-SID), 7 (PICN-SID) y 8 (RNC-CC)).
- Objetivo III: En el bloque material, se empleó la prueba *t-student* de muestras independientes para comparar la resistencia media de los grupos 1 (DSL-CC)-5 (DSL-SID); 2 (ZRLS-CC)-6 (ZRLS-SID); 3 (PICN-CC)-7 (PICN-SID) y 4(RNC-CC)-8 (RNC-SID).

Para cumplir el análisis del objetivo I y II (entre los grupos del Bloque CC y del Bloque SID) se desarrolla un modelo lineal general de análisis de varianza (ANOVA) de un factor para determinar si el nivel medio de resistencia a la fractura puede o no considerarse homogéneo en los distintos grupos de material. A posteriori, las comparaciones múltiples entre ellos están basadas en la prueba T2 de Tamhane, para un control adecuado de la variancia de errores no constante.

Para el análisis del objetivo III (Bloque Material) se desarrolló un modelo ANOVA de dos factores, y con ello se pretende evaluar los efectos del tipo de material (DSL, ZRLS, PICN y RNC), protocolo de cementado (CC y SID) y la interacción mutua.

Cada grupo está formado por 20 muestras ( $n=20$ ,  $n$  total =160). El volumen de la muestra se considera suficiente para el empleo de pruebas estadísticas de tipo paramétrico. El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ( $\alpha=0.05$ ). Cualquier p-valor menor a 0.05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa.

Para un modelo lineal general (MLG) como el descrito, con un nivel de significatividad del 5% y considerando un tamaño del efecto a detectar de  $f=0,40^*$  (grande), la potencia alcanzada es 0,77 para detectar diferencias en las medias de fuerza de los grupos. Ese tamaño de efecto es equivalente a encontrar, por ejemplo, medias de fuerza (MPa) de 3700, 4000 y 4300 en los grupos, con una desviación estándar de 500. La estadística tiene una capacidad del 77% para detectar estas diferencias como estadísticamente significativas. Así mismo, completamos el análisis mediante la estimación del intervalo de confianza al 95%, resultado de multiplicar por un coeficiente (en nuestro caso entre 1,96 y 2,03) el cociente entre la desviación estándar y la raíz cuadrada de  $n$ . Se trata del rango de valores entre los que se espera con alta confianza que se encuentre la verdadera resistencia media de este tipo de modelos, asumiendo que nuestros datos provienen de una muestra representativa de dicha población.

En el estudio de materiales frágiles, como las cerámicas, se obtiene un conjunto de datos dispersos que corresponden a las diferentes formas de desarrollo y propagación de fracturas en la superficie del material **(Quinn, 2010)**. Las fracturas de este tipo de materiales se inician a partir de defectos o imperfecciones en su superficie interna. La resistencia de los materiales frágiles debe ser descrita como una probabilidad estadística **(Danzer, 2006)**.

La distribución de Weibull estudia la probabilidad natural de mecánica de fracturas en una estructura **(Kittl y Diaz, 1988)** y como consecuencia, actúa como un indicador de fiabilidad que permite estandarizar los resultados de un experimento **(Huysmans, 1992; Ruizhi-yin, 2019)** lo que dota una mayor relevancia de los datos obtenidos. El uso de esta distribución responde a la **Norma ISO 20501:2003/Cor 1:2009** referente al cálculo estadístico de Weibull para datos de resistencia.

Sobre cada uno de los grupos estudiados se calculó la probabilidad de fallo experimental. La probabilidad de fallo acumulado se obtuvo empleando la fórmula:

$$p = i / (n + 1)$$

Donde:

$i$  = responde al número de rango del espécimen

$n$  = es el tamaño de la muestra.

La probabilidad de fallo nos permite obtener una estimación de los parámetros de la distribución de Weibull. La ecuación empleada es:

$$\ln \ln (1/1 - p)) = m \cdot \ln (\sigma - \sigma_u) - m \cdot \ln \sigma_0$$

$\sigma_u$  = es entendido como valor 0, por lo que la ecuación se reduce a:

$$\ln \ln (1/1 - p)) = m \cdot (\ln \sigma - \ln \sigma_0)$$

Los parámetros necesarios para el cálculo de esta son:

$\sigma$  = corresponde a la resistencia presentada por cada muestra.

$p$  = valor que se obtiene tras calcular el coeficiente entre la posición de la muestra y el número de muestras total.

$m$  = es el módulo de Weibull que hace referencia a la pendiente de la gráfica.

Este valor es un indicativo de la variabilidad de los resultados obtenidos. Cuanto menor será su valor, mayor variabilidad de las muestras y, por lo tanto, el material empleado presenta una menor fiabilidad a largo plazo.





5

Resultados



Finalizado el capítulo anterior donde se ha expuesto con detalle el desarrollo del estudio de resistencia mecánica de los diferentes materiales empleados, procederemos a explicar los resultados obtenidos tras su ensayo. Los diferentes aspectos evaluados serán estructurados para su mejor comprensión y divididos en los siguientes apartados:

5.1 Resultados del ensayo de compresión.

5.2 Análisis comparativo estadístico de los resultados obtenidos.

5.3 Análisis comparativo tras el cálculo de distribución de Weibull.

5.4 Resultados de la observación a microscopía óptica de las muestras ensayadas.

## 5.1 RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN.

---

La muestra para la investigación está constituida por 160 especímenes divididos en los grupos, según material y combinación, que se muestran a continuación:

- Grupo 1 (DSL-CC): IPS e.max CAD® + Cementado Convencional.
- Grupo 2 (ZRLS-CC): VITA SUPRINITY® + Cementado Convencional.
- Grupo 3 (PICN-CC): VITA ENAMIC® + Cementado Convencional.
- Grupo 4 (RNC-CC): Lava™ Ultimate + Cementado Convencional.
- Grupo 5 (DSL-SID): IPS e.max CAD® + Sellado inmediato de la dentina.
- Grupo 6 (ZRLS-SID): VITA SUPRINITY® + Sellado inmediato de la dentina.
- Grupo 7 (PICN-SID): VITA ENAMIC® + Sellado inmediato de la dentina.
- Grupo 8 (RNC-SID): Lava™ Ultimate + Sellado inmediato de la dentina.

Cada grupo, constituido por 20 muestras, fue sometido a un ensayo de carga estática en una máquina Shimadzu®, con una célula de carga de 5000 N. Se empleó un vector de fuerza perpendicular a la cara oclusal de la muestra. El vector de fuerza estaba constituido por una bola de alúmina que desciende, de forma vertical y perpendicular a la cara oclusal de la muestra, a una velocidad de cruceta de 0,5 mm por minuto. La máquina está conectada a un PC compatible y el operador detiene la máquina en el momento en el que se produce la primera fractura. El Software registra la fuerza realizada en Newtons (N) por el vector en su descenso, generando una tabla de cálculo en Excel donde se representa el desplazamiento, la fuerza generada y el tiempo. Todos los resultados son recogidos y se calculan los siguientes parámetros estadísticos: media 20, media 18, desviación estándar 20 y mediana (Tabla 1). Se calculó la media 20, que hace referencia a la media de todos los especímenes de cada grupo; y, además, se calculó la media 18 donde se eliminaba el valor más alto y bajo obtenidos en cada grupo para evaluar la posible influencia de valores extremos.

		Media20	Media18	D.E	Mediana
BLOQUE CC	G1: DSL-CC	1753,01	1767,04	1243,82	1472,16
	G2: ZRLS-CC	2006,88	1915,72	607,22	2024,53
	G3: PICN-CC	3299,81	3302,4	1088,53	3070,8
	G4: RNC-CC	4047,01	4225,28	789,62	3992,1
BLOQUE SID	G5: DSL-SID	4588,58	4578,64	1843,54	4508,22
	G6: ZRLS-SID	2176,08	2124,42	650,59	2100,98
	G7: PICN-SID	4014,25	4025,03	496,22	3925,05
	G8: RNC-SID	3042,69	3123,7	345,37	3040,42

**Tabla 1:** Recogida de datos en  $N$  tras en ensayo de carga estática. Representación de media 20, media 18, desviación estándar 20 y mediana.

Al ser un tipo de ensayo donde se produce la interacción de dos materiales de comportamiento elástico (bola sobre plano) ambos materiales se deforman generando puntos de presión en regiones dentro del área de contacto. El Modelo Hertziano se aplicó conforme hemos indicado en el apartado de Método (4.2.1) con la finalidad de evitar errores de aproximación de los resultados. Se elaboró una tabla donde se recogían los resultados obtenidos tras su conversión y se calcularon los siguientes parámetros estadísticos: media 20, media 18, desviación estándar 20 y mediana (Tabla 2).

		Media20	Media18	D.E	Mediana
BLOQUE CC	G1: DSL-CC	4588,58	4578,64	1843,54	4508,22
	G2: ZRLS-CC	4476,31	4464,78	762,62	4659,39
	G3: PICN-CC	4014,25	4025,03	496,22	3925,05
	G4: RNC-CC	3110,0	3123,7	345,37	3058,3
BLOQUE SID	G5: DSL-SID	6601,84	6658,43	543,97	6709,47
	G6: ZRLS-SID	4776,91	4719,4	901,42	4746,74
	G7: PICN-SID	4163,94	4131,52	233,94	4165,51
	G8: RNC-SID	3111,75	3116,25	203,53	3110,14

**Tabla 2:** *Recogida de datos en MPa tras conversión mediante Modelo Hertziano. Representación de media 20, media 18, desviación estándar 20 y mediana.*

Los resultados del ensayo de compresión muestran que el grupo 5: DSL-SID (IPS e.max CAD® + Protocolo de sellado inmediato de la dentina) obtuvo los mejores valores de resistencia a la fractura de todo el estudio. Presentó una resistencia de 6601.84 MPa. La mediana de este grupo es de 6709,5 MPa, es decir, la mitad de las muestras del grupo 5 han resistido más de 6601,84 MPa.

En segundo lugar, el grupo 6: ZRLS-SID (VITA SUPRINITY® + Protocolo de Sellado Inmediato de la Dentina) fue el segundo grupo con mejores valores de resistencia a la fractura (4776,91 MPa). La mediana de este grupo revela que la mitad de las muestras de VITA SUPRINITY® + SID han resistido más de 4746,74 MPa. Los valores más bajos fueron hallados en el grupo 4: RNC-CC (Lava™ Ultimate + Cementado Convencional) con una resistencia de 3110 MPa; y en el grupo 8: RNC-SID (Lava™ Ultimate + Sellado Inmediato) con una resistencia de 3111,75 MPa.

## 5.2 ANÁLISIS COMPARATIVO ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS Y DEL TIPO DE FRACTURA.

Una vez recogidos los datos y obtenidos los primeros análisis estadísticos se presenta la descriptiva completa de la respuesta tensión (MPa) de los grupos en la tabla 3:

		N	Media	D.E.	IC 95% de la media	Mínimo	Máximo	Mediana
<b>Grupo</b>	<b>Nombre de grupo</b>	160						
1	DSL-CC	20	4588,6	1843,5	3725,8 – 5451,4	1784,1	7277,9	4508,2
2	ZRLS-CC	20	4476,3	762,6	4119,4 – 4833,2	2919,4	5913,2	4659,4
3	PICN-CC	20	4014,2	681,1	3695,5 – 4333,0	2775,7	5344,3	3925,1
4	RNC-CC	20	3110,0	169,0	3030,9 – 3189,1	2864,1	3537,5	3058,3
5	DSL-SID	20	6601,8	544,0	6347,2 – 6856,4	5516,7	7548,0	6709,5
6	ZRLS-SID	20	4776,9	738,5	4431,3 – 5122,5	3346,7	5998,5	4746,7
7	PICN-SID	20	4163,9	250,0	4046,9 – 4280,9	3710,6	4530,5	4165,5
8	RNC-SID	20	3111,8	203,5	3016,5 – 3207,0	2580,7	3433,3	3110,1

N: número de muestra; D.E.: Desviación Estándar; IC 95%: intervalo de confianza al 95%.

**Tabla 3:** Tabla resumen de los grupos ensayados, el número de muestras empleado, el resultado obtenido tras el ensayo y su análisis estadístico.

El objetivo es comparar los resultados de los distintos bloques de grupos estudiados, para ello, dividiremos este apartado, a su vez, en relación con el bloque analizado:

5.2.1 Bloque CC: Se va a estudiar la diferencia de comportamiento entre los grupos donde se ha empleado la técnica de cementado convencional: Grupo 1: DSL-CC; grupo 2: ZRLS-CC; Grupo 3: PICN-CC y Grupo 4: RNC-CC.

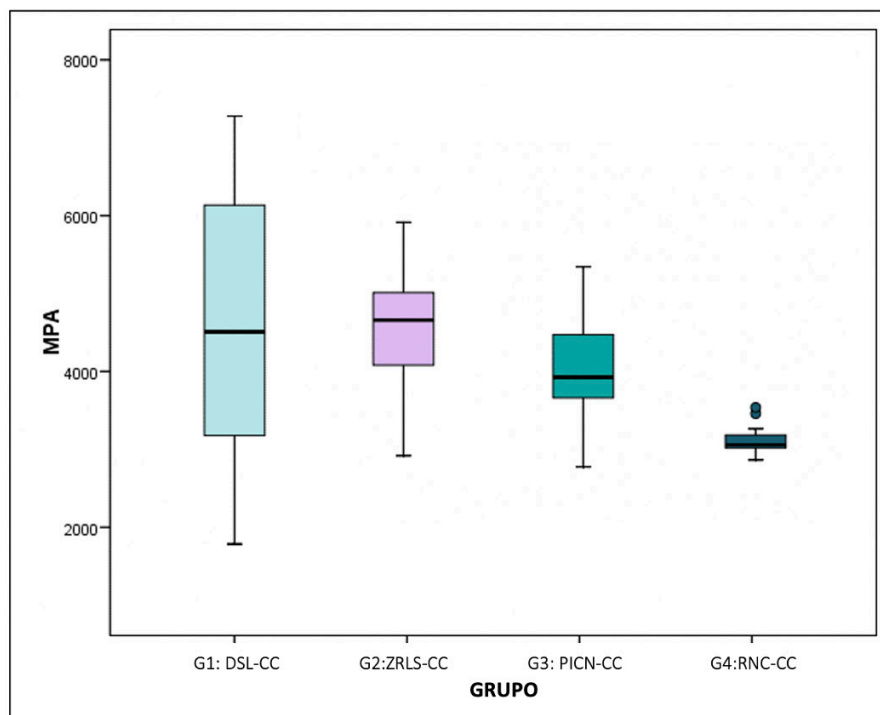


5.2.2 Bloque SID: Se va a estudiar la diferencia de comportamiento entre los grupos donde se ha empleado la técnica de cementado de Sellado Inmediato de la Dentina: Grupo 5: DSL-SID; Grupo 6: ZRLS-SID; Grupo 7: PICN-SID y Grupo 8: RNC-SID.

5.2.3 Bloque Material: se va a estudiar las diferencias según el tipo de material empleado. Así se han realizado las diferentes relaciones entre grupos: grupo 1: DSL-CC y 5: DSL-SID, material IPS e.max CAD®; grupos 2: ZRLS-CC y 6: ZRLS-SID, material VITA SUPRINITY®; grupos 3: PICN-CC y 7: PICN-SID, material VITA ENAMIC®, y grupos 4: RNC-CC y 8: RNC-SID, material Lava™ Ultimate.

#### 5.2.1 Bloque CC (Protocolo de cementado convencional).

La resistencia media de Grupo 1: DSL-CC es de  $4588,6 \pm 1843,5$  MPa, con un intervalo de confianza al 95% (3782,2-4312,4). En el grupo 2: ZRLS-CC, la resistencia media es  $4476,3 \pm 762,6$  MPa, con un intervalo de confianza al 95% (4119,4 – 4833,2). Este comportamiento es similar al resto de grupos tal y como se lee en la tabla anterior. En el siguiente diagrama (Diagrama 1) de cajas se representa la distribución:



**Diagrama 1:** Diagrama de cajas T2: Distribución de la resistencia a la fractura en MPa para los grupos del bloque CC.

Entre los grupos 1: DSL-CC, 2: ZRLS-CC y 3: PICN-CC se exhiben unos valores más elevados que los que presenta el grupo 4: RNC-CC; pero lo más relevante es que la variabilidad de fuerzas registradas en el ensayo depende del grupo. Para el grupo 1: DSL-CC, se encuentran resistencias tan bajas como 2000 MPa y tan altas como 7000 MPa. En cambio, en el grupo 2: ZRLS-CC la dispersión hallada es menor y, todavía, en el grupo 4: RNC-CC encontramos una dispersión menor, donde la variabilidad es extremadamente baja. Por ese motivo, se propone aplicar la estimación del modelo ANOVA con la finalidad de evaluar si la resistencia media de los cuatro grupos puede aceptarse o no como similar. El resultado confirma que hay diferencias significativas en la resistencia media ( $F=22,51$ ;  $p=0,001$ ). Las pruebas de comparación múltiple T2 evalúan las diferencias de resistencia entre cada par de materiales. Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente tabla (Tabla 4)

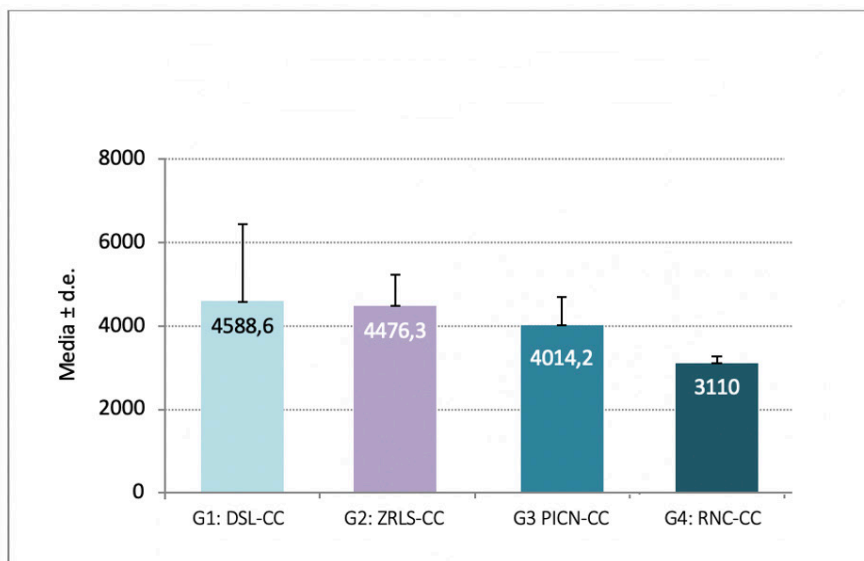
	G1: DSL-CC	G2: ZRSL-CC	G3: PICN-CC	G4: RNC-CC
G1: DSL-CC				
G2: ZRLS-CC	1,000			
G3: PICN-CC	0,745	0,267		
G4: RNC-CC	0,012*	<0,001***	<0,001***	

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

**Tabla 4:** Homogeneidad de la resistencia entre pares de grupos de material: prueba post-hoc T2 de Tamhane.

Es decir, la resistencia de los especímenes del grupo 4: RNC-CC es significativamente inferior a cada uno de los otros 3 grupos, sin encontrarse diferencias entre Grupo 1: DSL-CC; grupo 2: ZRLS-CC y grupo 3: PICN-CC.

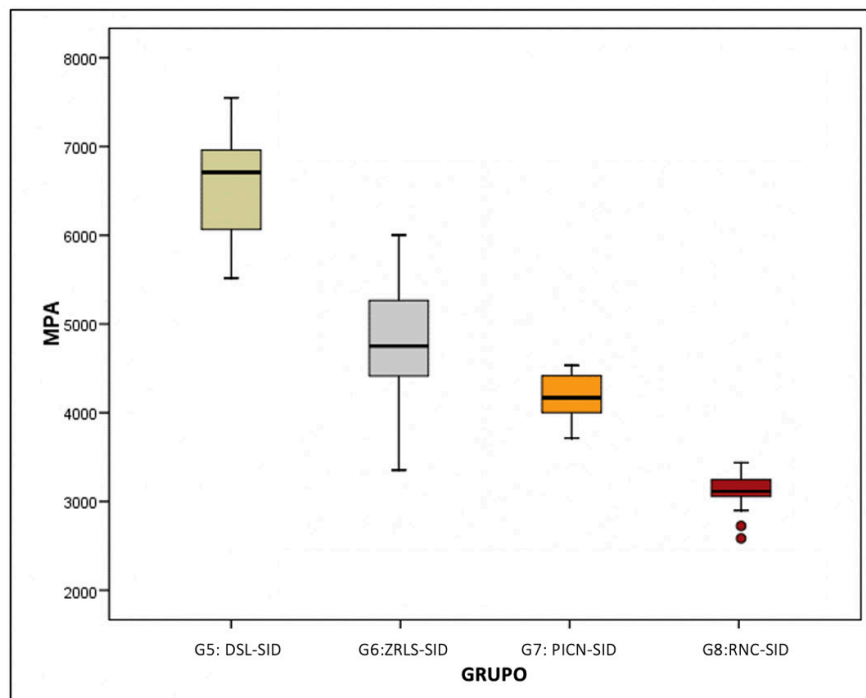
Por último, se presenta un gráfico (Gráfica 2) presentando las medias y desviaciones estándar de cada grupo analizado en este primer bloque:



**Gráfica 2:** Representación de la resistencia obtenida de los grupos del bloque CC en MPa.

### 5.2.2 Bloque SID (Protocolo de sellado inmediato de la dentina).

Se comparan en este apartado los grupos del segundo bloque de sellado inmediato de la dentina Grupo 5: DSL-SID, grupo 6: ZRLS-SID, grupo 7: PICN-SID, grupo 8: RNC-SID. A continuación, se muestra la gráfica de cajas (Diagrama 2) donde se refleja su distribución.



**Diagrama 2:** Diagrama de cajas: T2: Distribución de la resistencia a la fractura en MPa para los grupos del bloque SID.

Se observa una superioridad del grupo 5: DSL-SID frente a cada uno de los otros tres grupos (G6: ZRLS-SID; G7: PICN-SID y G8: RNC-SID). Es interesante mencionar que la variabilidad del grupo 5 (DSL-SID) y 6 (ZRLS-SID) es más elevada que la de los otros dos, hablaremos más adelante, de las posibles causas cuando se estudie el Módulo de Weibull de los resultados. El resultado del modelo ANOVA confirma que hay diferencias significativas en la resistencia media ( $F= 481,0$ ;  $p<0,001$ ).

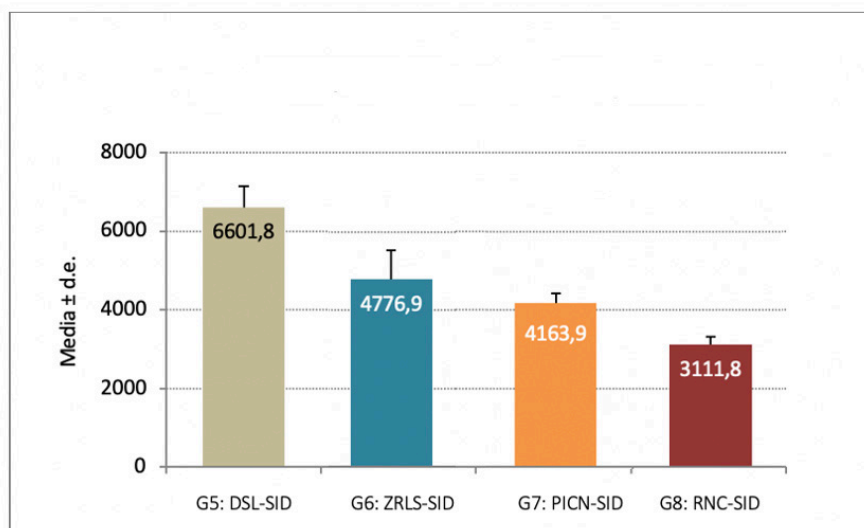
Las pruebas de comparación múltiple T2 evalúan las diferencias de resistencia entre cada par de materiales. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.

	G5: DSL-SID	G6: ZRLS-SID	G7: PICN-SID	G8: RNC-SID
G5: DSL-SID				
G6: ZRLS-SID	<0,001***			
G7: PICN-SID	<0,001***	0,011*		
G8: RNC-SID	<0,001***	<0,001***	<0,001***	

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

**Tabla 5:** Homogeneidad de la resistencia entre pares de grupos de material: prueba post-hoc T2 de Tamhane.

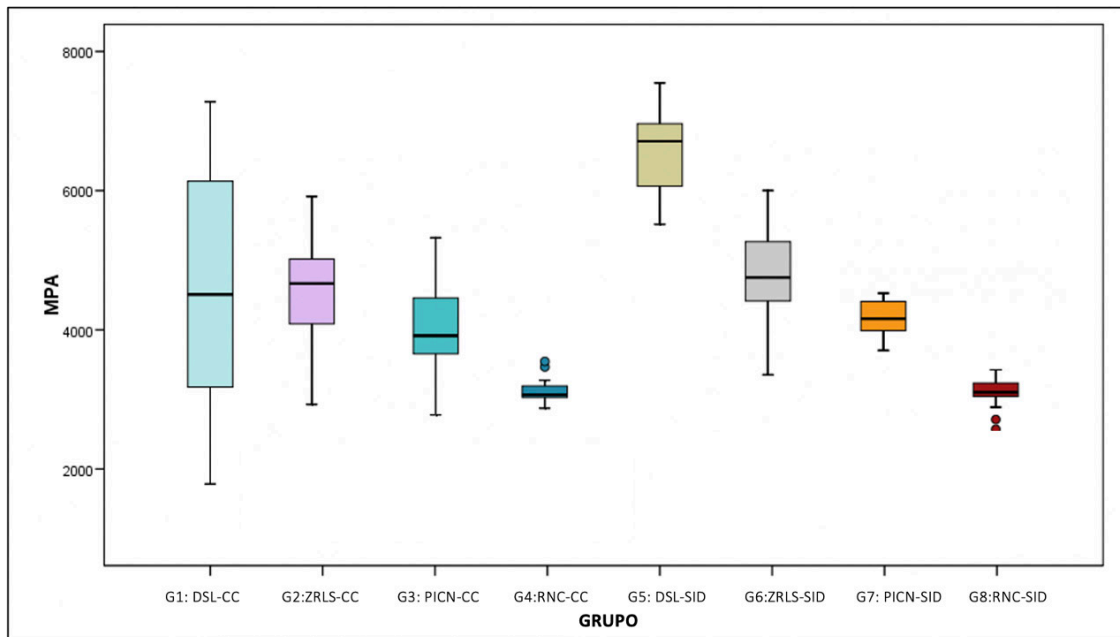
Los resultados representados en la tabla anterior muestran como la resistencia del grupo 5: DSL-SID es significativamente superior al grupo 6: ZRLS-SID, al grupo 7: PICN-SID y al grupo 8: RNC-SID. Además, también se muestra un comportamiento significativamente superior del grupo 6 respecto al grupo 7 y 8. Así como, el grupo 7 presenta una diferencia significativa respecto al grupo 8. A continuación, se muestra la gráfica (Gráfica 3) con las medias y desviación de los grupos del segundo bloque:



**Gráfica 3:** Representación gráfica de las medias y desviación MPA de los grupos del bloque SID.

### 5.2.2 Bloque Material

En este apartado, se va a comparar entre sí los dos bloques anteriormente desarrollados: por un lado, los grupos conformados por los cuatro materiales estudiados (DSL: disilicato de litio; ZRSL: silicato de litio reforzado con circonia; PICN: Polímero infiltrado con matriz cerámica y RNC: resina nanocerámica) y, por otro lado, los bloques referentes al protocolo de adhesión empleado (CC: Cementado Convencional y SID: Sellado Inmediato Dentina).



**Diagrama 3:** Diagrama de cajas de los grupos del bloques CC y bloque SID.

Una vez analizado el diagrama de cajas (Diagrama 3), la impresión descriptiva tras el análisis estadístico realizado es que la sustitución de la técnica de cementado convencional (CC) por el método del sellado inmediato de la dentina (SID) genera una mayor resistencia a la vez que una disminución en la variabilidad en el grupo 5, para el material IPS E.max CAD®. En el caso de VITA SUPRINITY® aunque la tendencia es a elevación, la variabilidad no muestra cambios significativos. En el caso de VITA ENAMIC®, la elevación es modesta; pero sí reduce variabilidad. Sin embargo, en Lava™ Ultimate, la repercusión que la variación del protocolo de adhesión tiene en su comportamiento es escasa.

	F	p-valor
Cerámica	87,6	<0,001***
Bloque	21,8	<0,001***
Interacción	17,6	<0,001***

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

**Tabla 6.** Homogeneidad de la resistencia según cerámica y bloque (CC/IDS): resultados test F modelo ANOVA de 2 vías.

Por tanto, hay diferencias significativas atribuibles a la cerámica utilizada, las hay también entre bloques y existe interacción significativa (Tabla 6). En todos los casos, los resultados indican que se está muy por debajo del nivel de referencia (p=0,05).

	DSL	ZRLS	PICN	RNC
DSL				
ZRLS	0,010*			
PICN	<0,001***	0,002**		
RNC	<0,001***	<0,001***	<0,001***	

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

**Tabla 7.** Homogeneidad de la resistencia según cerámica: prueba post-hoc T2 de Tamhane

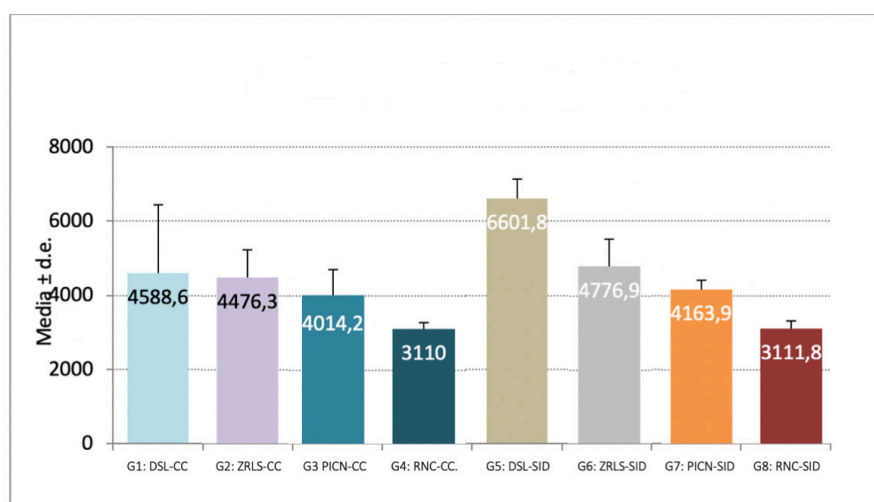
Es decir, entre cualquier par de cerámicas se concluyen diferencias significativas. Puede afirmarse que, en general (independientemente de si se usa CC o SID), DSL es superior a ZRLS, PICN y RNC. ZRLS es superior a PICN y RNC y, además, PICN es superior a RNC (Tabla 7).

	G1: DSL-CC	G2: ZRLS-CC	G3: PICN-CC	G4: RNC-CC	G5: DSL-SID	G6: ZRLS-SID	G7: PICN-SID	G8: RNC-SID
G1: DSL-CC								
G2: ZRLS-CC	1,000							
G3: PICN-CC	0,807	1,000						
G4: RNC-CC	<0,001***	<0,001***	0,019*					
G5: DSL-SID	<0,001***	<0,001***	<0,001***	<0,001***				
G6: ZRLS-SID	1,000	1,000	1,000	<0,001***	<0,001***			
G7: PICN-SID	1,000	1,000	1,000	0,002**	<0,001***	0,554		
G8: RNC-SID	<0,001***	<0,001***	0,019*	1,000	<0,001***	<0,001***	0,002**	

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

**Tabla 8.** Homogeneidad de la resistencia según pares de grupos: prueba post-hoc de Bonferroni.

El resultado más interesante es que, en efecto, la técnica del SID incrementa significativamente la resistencia de la cerámica DLS (G1: DSL-SID) ( $p<0,001$ ) (Tabla 8) respecto al protocolo de cementado convencional que corresponde al que recomienda el fabricante. Sin embargo, no se observa ninguna alteración significativa para el resto de los materiales de los otros grupos: G2: ZRLS; G3: PICN y G4: RNC ( $p=1,000$ ). A continuación, en la Gráfica 4 se recoge la representación de la media de resistencia de los diferentes grupos estudiados.



**Gráfica 4:** Representación de la media de resistencia MPa en todos los grupos estudiados.



Como resumen del estudio estadístico de los datos arrojados por el ensayo de compresión, se puede destacar que:

- Entre las cerámicas cementadas por el Protocolo de Cementado Convencional (CC) (correspondiente a los protocolos recomendados por las respectivas casas comerciales), G1: DSL-CC, G2: ZRLS-CC y G3: PICN-CC proporcionan una resistencia similar y significativamente superior a la de RNC.
- Si se aplica un sellado inmediato de la dentina, G5: DSL-SID ya es significativamente más resistente que G6: ZRLS-SID, ésta más que G7: PICN-SID y, por extensión, ésta última más que G8: RNC-SID. El SID aumenta significativamente a su vez la resistencia del DSL.
- No hay diferencias significativas entre la resistencia de G2: ZRLS-CC y G6: ZRLS-SID; G3: PICN-CC y G7: PINC-SID; ni entre G4: RNC-CC y G8: RNC-SID.

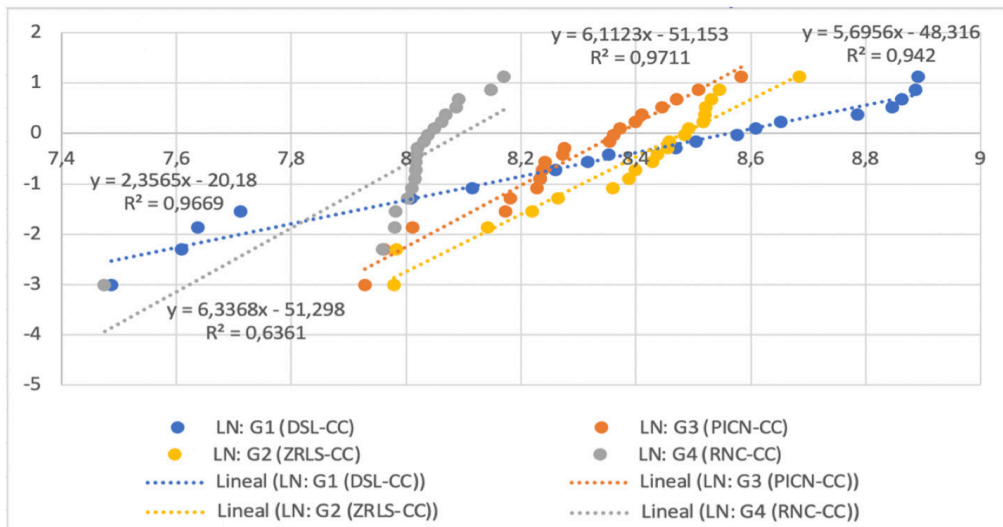
### 5.3 ANÁLISIS COMPARATIVO TRAS EL CÁLCULO DE LA DISTRIBUCIÓN DE WEIBULL.

Se calculó el módulo de Weibull ( $m$ ) para cada grupo de especímenes de este ensayo de carga a la fractura estática. Este valor hace referencia a la inclinación de la pendiente obtenida en cada grupo estudiado tras calcular la distribución de Weibull. Además, se ha calculado el Coeficiente de determinación ( $R^2$ ). Los resultados obtenidos son representados a continuación, en la tabla 9. La representación gráfica de cada grupo se muestra en el gráfico 5 (para el bloque CC) y 6 (para el bloque SID).

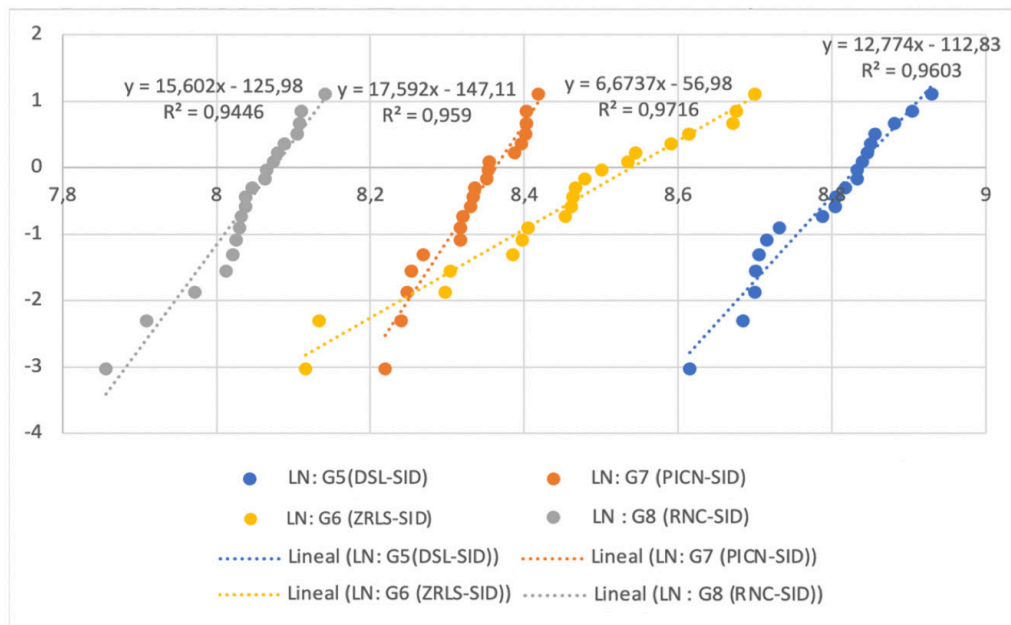
Grupo	G1: DSL -CC	G2: ZRLS- CC	G3: PICN- CC	G4: RNC- CC	G5: DSL- SID	G6: ZRLS- SID	G7: PICN- SID	G8: RNC- SID
$\sigma$	4588,6	4476,3	4014,2	3110	5501,8	4776,9	4163,9	3111,8
$m$	2,365	5,69	6,11	15,99	12,77	6,67	17,59	15,6
$R^2$	0,9669	0,942	0,9711	0,8526	0,9603	0,9716	0,959	0,9446

$\sigma$ : Resistencia en MPa;  $m$ : Módulo de Weibull;  $R^2$ : Coeficiente de determinación.

**Tabla 9:** Datos obtenidos tras el cálculo de la Distribución de Weibull para cada grupo de ensayo.



**Gráfica 5:** Distribución de Weibull de los grupos 1: DLS-CC; 2: ZRLS-CC; 3: PICN-CC y 4: RNC-CC y representación de su ecuación.

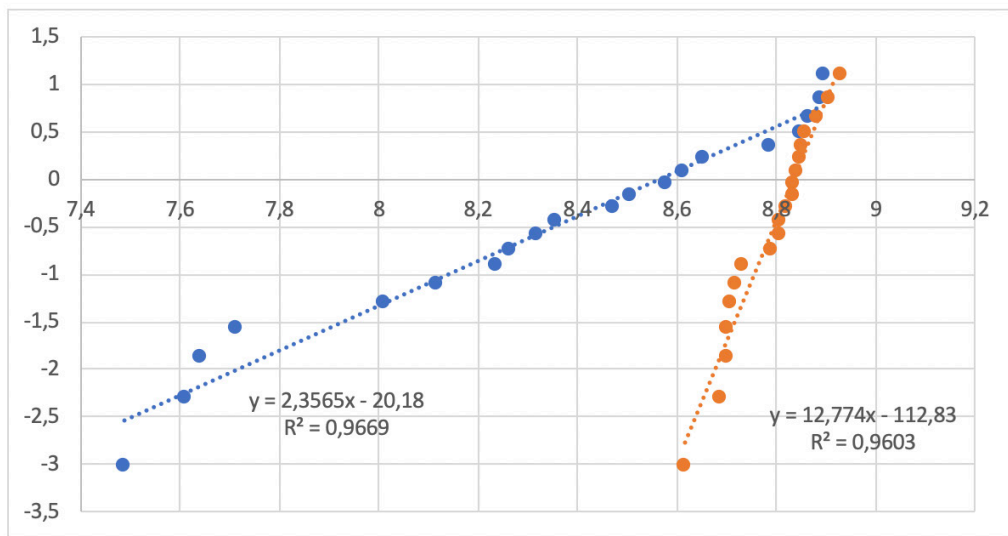


**Gráfica 6:** Distribución de Weibull de los grupos 5: DSL-SID; 6: ZRLS-SID; 7: PICN-SID y 8: RNC-SID y representación de su ecuación.

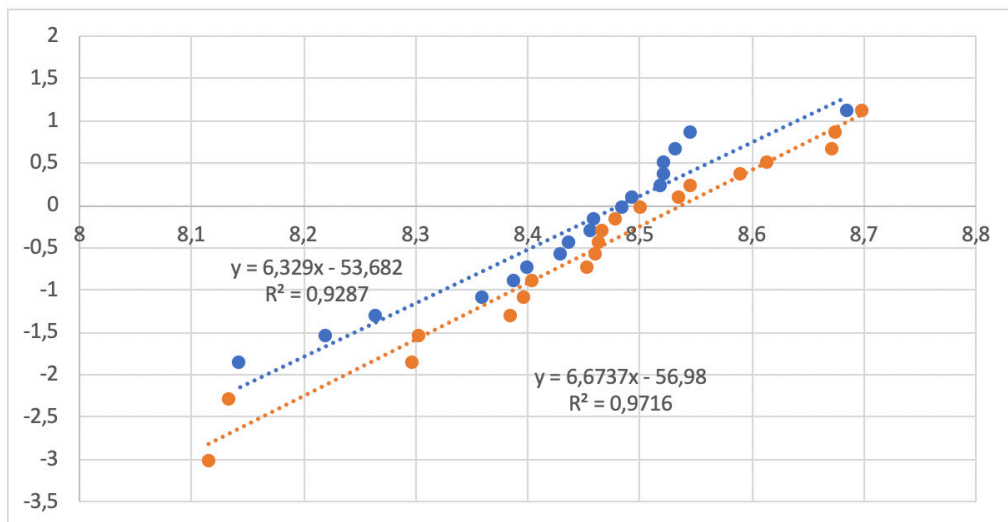
En cuanto al módulo de Weibull (m) los valores más bajos fueron obtenidos por el grupo DSL-CC con un m de 2,35. Seguido de los grupos G3: PICN-CC (6,11), G2: ZRLS -CC (6,32) y G6: ZRLS-IDS (6,67). Los mayores valores se obtuvieron para el grupo G7: PICN-SID con una distribución de 17,59, G8: RNC- SID (15,6), G4: RNC-CC (15,99) y G6: DSL-SID (12,77). Las distribuciones con mayor valor nos indican una menor variabilidad en el comportamiento de la muestra, siendo este más homogéneo y, por lo tanto, teniendo un comportamiento más

predecible para el uso de estos materiales en el desarrollo de restauraciones parciales. Valores de distribución inferiores muestran una mayor irregularidad en el comportamiento, de modo que, los grupos G1: DSL-CC y G2: PICN-CC tendrían una distribución de fallos más irregular al resto de materiales siendo su comportamiento más impredecible.

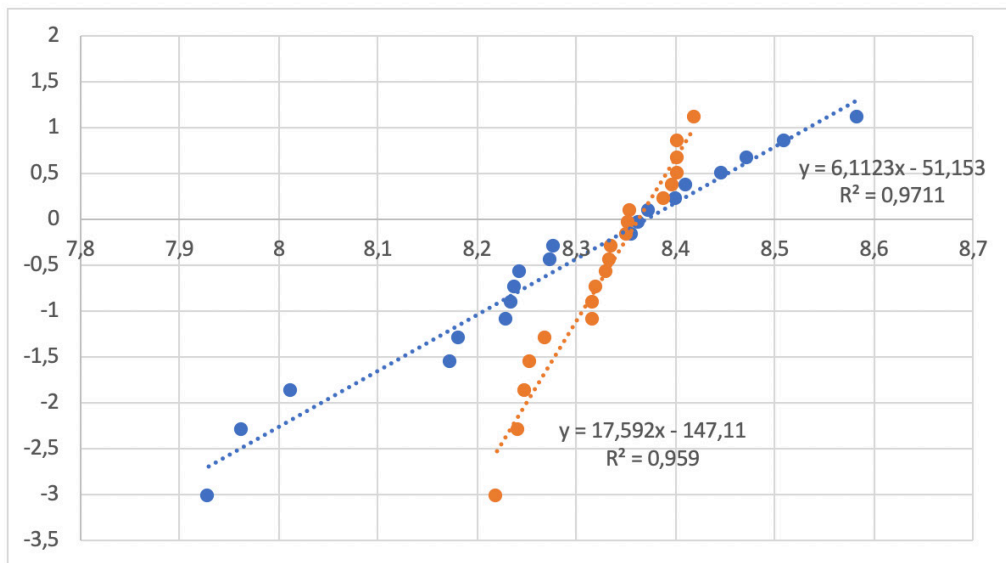
A continuación, se mostrarán los gráficos con las comparativas, según materiales, de la estadística de Weibull obtenidas (Gráficas 7, 8, 9 y 10):



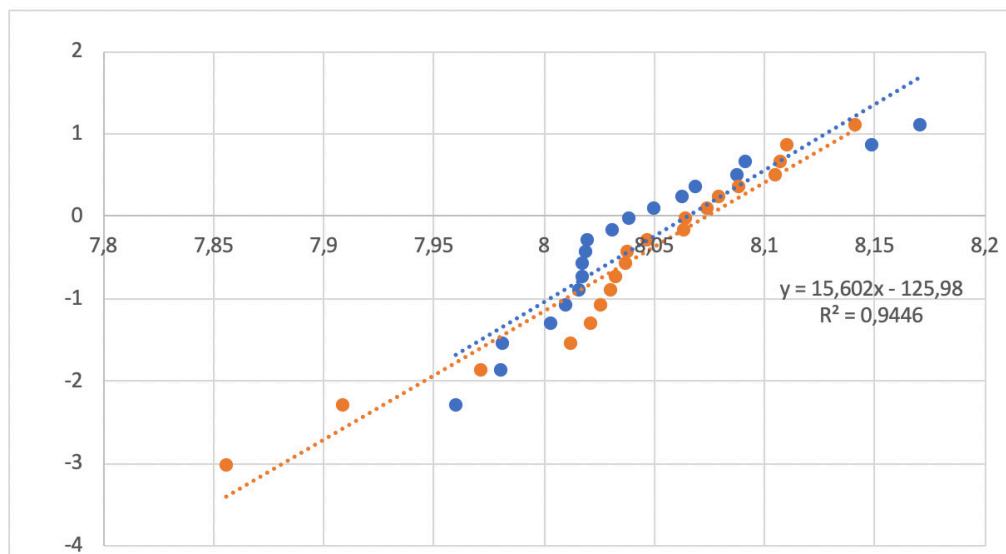
**Gráfica 7:** Representación gráfica de la distribución de Weibull entre grupos de materiales. Grupo 1: DSL-CC y grupo 5: DSL-SID.



**Gráfica 8:** Representación gráfica de la distribución de Weibull entre grupos de materiales. Grupo 2: ZRLS-CC y grupo 6: ZRLS-SID.



**Gráfica 9:** Representación gráfica de la distribución de Weibull entre grupos de materiales. Grupo 3: PICN-CC y grupo 7: PICN-SID.



**Gráfica 10:** Representación gráfica de la distribución de Weibull entre grupos de materiales. Grupo 4: RNC-CC y grupo 8: RNC-SID.

Tras comparar la estadística de Weibull en cuanto al tipo de material, observamos que el proceso de cementado es influyente en el comportamiento de dos materiales: IPS e.max CAD® (DSL) y VITA ENAMIC® (PICN). Si analizamos la primera gráfica, grupos 1: DSL- CC y 5: DSL-SID, la diferencia de pendiente

del material es muy notable. El proceso de cementado influye en la distribución de las muestras de dicho material, obteniendo un módulo de Weibull mayor cuando el proceso de cementado es el sellado inmediato de la dentina (G5: DSL-SID = 12,77) que frente el cementado convencional, cuyo parámetro ( $m=2,32$ ) es el menor encontrado en el ensayo. Del mismo modo, vemos repetido este comportamiento entre los grupos 3: PICN-CC y 6: PICN-SID, donde tras el proceso de cementado SID la distribución de Weibull nos muestra unos valores superiores (17, 35) frente al cementado convencional. En ambos casos, el protocolo de cementado SID influiría positivamente en el comportamiento de ambos materiales, independientemente de si la resistencia a la fractura resultado del estudio es mayor en uno u en otro, el protocolo permite obtener un comportamiento más homogéneo en las muestras de ambos materiales.

Esta conclusión, además, se ve reflejada en el diagrama 3 (página nº 114), donde podemos observar como la variabilidad de ambos materiales disminuye de forma más marcada que en el resto. De esta forma, la técnica del sellado inmediato de la dentina permitiría obtener un comportamiento de ambos materiales (DSL y PICN) más parecido, más reproducible y fiable.

Los valores obtenidos avalan el uso del protocolo de sellado inmediato de la dentina en el cementado de la cerámica de disilicato de litio (G5: DSL-SID) y la cerámica infiltrada con polímeros (G7: PICN-SID) al presentar un comportamiento más homogéneo y, por lo tanto, una probabilidad de fallo más predecible que frente al protocolo de cementado convencional. Profundizando más en este aspecto, es importante analizar el módulo de Weibull obtenido por el grupo 1: DSL-CC, el cual es de 2,32, el valor más bajo. Aunque en la literatura científica no encontremos una clasificación que estandarice el módulo de Weibull obtenido, como ya hemos explicado, a menor módulo, menor fiabilidad del material. Si bien, un módulo inferior a 5, indicaría una variación en el comportamiento del material muy ambigua, es decir, podríamos encontrar comportamientos del material con valores muy buenos como con valores muy bajos e incluso catastróficos. Esto nos indica que la predictibilidad de obtener un comportamiento homogéneo y reproducible del mismo es muy baja, lo que nos lleva a indicar el protocolo de sellado inmediato de la dentina frente al protocolo de cementado convencional.

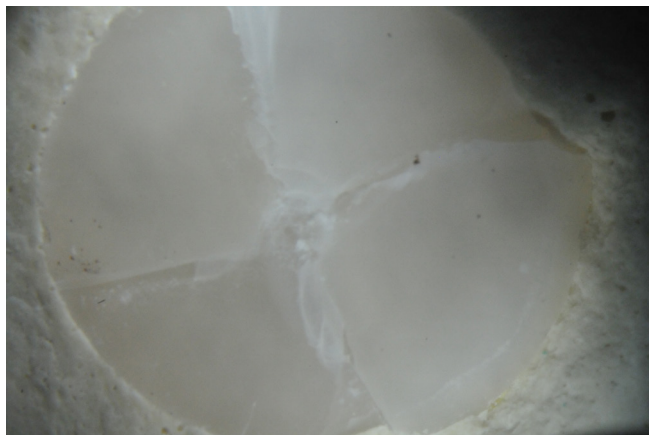
Por otro lado, los grupos de los materiales VITA SUPRINITY® (G6: ZRLS-SID) y Lava™ Ultimate (G8: RNC-CC), no muestran apenas variación en el módulo de Weibull obtenido, y, por lo tanto, presentan representaciones gráficas similares con ambas técnicas de adhesión. De esta forma, la fiabilidad de ambos materiales sería la misma, indistintamente del protocolo de adhesión empleado.

## 5.4 RESULTADOS DE LA OBSERVACIÓN A LA MICROSCOPIA ÓPTICA DE LAS MUESTRAS ENSAYADAS.

---

Los especímenes fueron examinados mediante microscopía óptica una vez finalizado el ensayo de carga estática. Tras su análisis se identificaron tres patrones de fractura diferentes (**Guess, 2013**): fallo cohesivo, fallo adhesivo y fallo mixto (apartado 4.2.2.).

De los 160 especímenes estudiados, se contabilizaron un 46,7% de fallos tipo cohesivo, un 0% de fallos puramente adhesivos y un 53,33% de fallos tipo mixtos. Los fallos tipo cohesivos fueron en el caso del grupo 1: DLS-CC, grupo 2: ZRLS-CC, grupo 5: DLS-SID y grupo 6: ZRLS-SID, de tipo radial desde el centro de la muestra donde incidía la bola de alúmina (Imagen 15). La afectación del defecto solo se producía en el material de restauración, sin afectar a la interfase de unión ni al diente subyacente.



**Imagen 15:** *Especimen DSL-CC (10), fallo tipo radial.*

Los fallos tipo cohesivos en el resto de los grupos (grupo 3: PICN-CC, grupo 4: RNC-CC, grupo 7: PICN-SID y grupo 8: RNC-SID), presentaban una fractura radial de su superficie del mismo modo que el bloque de grupos descritos anteriormente, pero, en el centro donde incidía la bola de alúmina se mostraba una depresión de mayor tamaño que hemos catalogado como indentación. Este patrón de fractura tipo indentación se originó en el 100% de los especímenes descritos.



**Imagen 16:** *Especimen RNC-CC (09): Fallo tipo radial con indentación en zona central.*

Los fallos tipo adhesivos no se produjeron en ninguno de los especímenes como un fallo puramente adhesivo, es decir, el tipo de descementados producidos del material restaurador (disco) sobre el sustrato (diente) fue un 0% lo que indica que la resistencia de la unión cemento-diente es mejor que la unión restauración-cemento. Sin embargo, este tipo de fallo se produjo de forma conjunta con el fallo cohesivo en el 53,33% de los casos donde, tras la fractura radical anteriormente descrita, se producía una pérdida sustancial del material restaurador tipo disco en la interfase entre diente y restauración. Esta pérdida de material restaurador no supuso, en ninguno de los casos, una extensión mayor de la mitad de la superficie del disco.



**Imagen 17:** *Muestra ZRLS-SID (17): Fallo tipo mixto, se observa descementado de una porción del material y restos de la capa adhesiva sobre esmalte y dentina.*







**Discusión**



En el apartado anterior, se han expuesto los datos obtenidos en la fase experimental, tras el ensayo de compresión y los resultados observados tras el estudio de microscopía óptica de las muestras, una vez finalizado su estudio.

A continuación, procederemos a la discusión de los resultados presentados. Este apartado va a ser dividido en función de los aspectos determinantes del ensayo. En primer lugar, se va a analizar y discutir el apartado del material empleado (por qué se ha seleccionado el disilicato de litio como material de grupo control y por qué se han seleccionado el resto de los materiales CAD-CAM para establecer su comparativa), y se va a discutir el método empleado para el desarrollo del estudio experimental (la selección de muestras discoideas, el tallado de la superficie de los molares y el tratamiento realizado sobre la superficie dentaria expuesta, entre otros).

En segundo lugar, estableceremos un análisis, en profundidad, de los resultados obtenidos en este ensayo y, además, compararemos y veremos la tendencia que otros autores observan en sus estudios. En esta última parte, valoraremos las aportaciones de la literatura científica al respecto en dos puntos: la resistencia propia de los materiales empleados y, por otro lado, la influencia que el protocolo de adhesión tiene sobre la misma. Por último, discutiremos el análisis observacional con microscopía óptica de los tipos de fractura obtenidos.

Al final de este capítulo expondremos, de un modo sintetizado, los aspectos que consideramos más relevantes derivados del presente trabajo con el objetivo de extrapolar aspectos predictivos que puedan suponer una ayuda al clínico que decida utilizar con un paciente este tipo de materiales y técnicas.

El esquema que seguiremos durante el apartado de discusión responde al siguiente índice:

## 6.1 Discusión de los materiales seleccionados.

- 6.1.1 Grupo control.
- 6.1.2 Materiales CAD-CAM.
- 6.1.3 Molares.
- 6.1.4 Protocolo de adhesión.
- 6.1.5 Cementos.

## 6.2 Discusión del método seleccionado.

- 6.2.1 Almacenamiento de las muestras.
- 6.2.2. Selección del tipo de muestra.
- 6.2.3 Ensayo de compresión estática.

### 6.3 Discusión de los resultados.

6.3.1 Discusión de los resultados del ensayo de compresión estática.

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

### 6.4 Repercusiones prácticas y aplicaciones clínicas.

## 6.1 DISCUSIÓN DE LOS MATERIALES SELECCIONADOS.

---

### 6.1.1 GRUPO CONTROL.

La industria odontológica, con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas de las cerámicas dentales, desarrolló el procesado de materiales en bloques CAD/CAM **(AL-Makramani, 2008; Chen, 2014)**. Este procedimiento presenta ciertas ventajas al fresar el material a partir de bloques ya confeccionados y polimerizados. Producen una estructura cristalina más homogénea, reduciendo irregularidades o grietas internas en comparación con restauraciones confeccionadas con la técnica tradicional en laboratorio. **(Beuer, 2008; Kern, 2017)**. Al ser restauraciones monobloque, disminuye la contracción tras la polimerización por capas **(Ishi, 2017)** y, además, se reduce el riesgo de delaminado **(Guess, 2009; Guess, 2013)**.

Un tipo de estas cerámicas CAD-CAM es la cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® de la casa Ivoclar Vivadent, un material vitrocerámico mejorado. Entre sus propiedades destaca por tener una resistencia a la flexión de 326 MPa **(Asai, 2010; Magne, 2010; Elsaka, 2016)**, superiores a las de las cerámicas de silicatos (134 MPa) **(Zhang, 2017)**; y una tenacidad a la fractura de 2.1 MPa **(Elsaka, 2016)**. Presenta una adecuada capacidad adhesiva **(Peumans, 2010; Román, 2010)** lo que mejora su resistencia y permite el uso de técnicas de preparación dental de mínima invasión **(Etman, 2010; Dietschi, 2011; Gehrt, 2013)**. Posee propiedades ópticas cercanas a las del diente natural **(Palla, 2018)**. Además, las cerámicas vítreas previenen el desgaste del diente antagonista puesto que tienen una dureza similar a la del esmalte. La cerámica de disilicato monolítica es un material adecuado para la confección de restauraciones del sector posterior **(Guess, 2009; Yildiz, 2013, Suk-Ho, 2013; Carvalho, 2014; Fabbri, 2014)**. Hay estudios científicos que avalan su uso en odontología restauradora al tener un comportamiento exitoso en ensayos clínicos **(Fasbinder, 2010; Gerth, 2013; Fabbri, 2014; Guess, 2013; Kern, 2017; Van den Breemer, 2021)**. Sailer realizó un metaanálisis donde estudió la supervivencia de coronas de disilicato de litio a los 5 años. En él, observó una supervivencia del 96,6 % **(Sailer, 2015)**. Por otro lado, Gehrt reporta una supervivencia para coronas de disilicato de litio del 98,4% a los 8 años **(Gehrt, 2013)**. Malament observa una supervivencia de coronas de disilicato de litio monolíticas del 96,5% a los 10 años y del

100% en corona de disilicato de litio estratificadas a los 7.9 años (**Malament, 2019**). En cuanto a las restauraciones de tipo parcial, Sulaiman reporta una supervivencia del 98% de incrustaciones monolíticas de IPS e.max CAD® a los 4 años (**Sulaiman, 2020**) y Van Der Breemer observa una supervivencia de del 98,6 % a los 5 años y del 96% a los 7 años y medio (**Van Der Breemer, 2021**).

La cerámica de disilicato de litio, IPS e.max CAD®, cuenta con un amplio aval científico para su uso en el sector posterior. Por esta razón, se ha empleado como material de grupo control en esta memoria.

### 6.1.2 MATERIALES CAD-CAM.

El uso en prótesis fija de restauraciones de recubrimiento parcial es un procedimiento avalado para restablecer la función en el sector posterior (**Edellhoff, 2002; Federlin, 2007; Özcan, 2007; Vailatti, 2008; b; c; Schlichting, 2011; Öpdam 2016; Veneziani, 2017**). El empleo de restauraciones parciales asegura una opción terapéutica más conservadora y respetuosa con el tejido remanente, favoreciendo la longevidad de las piezas dentarias (**Dietschi, 2007**).

Abduo observó en una revisión sistemática que presentan una longevidad media entre 5 a 8 años (**Abduo, 2018**). Fasbinder evaluó la supervivencia de restauraciones parciales indirectas de cerámicas feldespáticas y materiales de resina. Observó una supervivencia del 97% a los 5 años y del 90% a los 10 años (**Fasbinder, 2013**). Sin embargo, la información científica disponible sobre la fiabilidad y longevidad de los biomateriales CAD/CAM cuando éstos se adhieren a superficies poco retentivas es escasa (**Clausen, 2010; Guess, 2013; Sasse, 2015**), probablemente debido al poco tiempo transcurrido desde que comenzó su utilización y comercialización.

La búsqueda de un comportamiento restaurador biomimético con la estructura dentaria original ha influido en el desarrollo de nuevos materiales de restauración parcial (**Magne, 2002**). Estos materiales reciben el nombre de materiales híbridos. En 2012, se introdujeron en el mercado dos materiales novedosos por la fusión en su composición de partículas de resina y de cerámica. Estos materiales se denominan resinas nanocerámicas (Lava™ Ultimate y Cerasmart®) y polímeros reforzados con cerámica (VITA ENAMIC®). La presentación en monobloque, gracias a la confección y manufacturación CAD-CAM, permitía disponer de estructuras homogéneas donde se entrelazaban ambos componentes (**Belli, 2014; Della Bona, 2014; Gracis, 2015; Duarte, 2016**).

Estos nuevos materiales pretendían subsanar las desventajas que presentaban los utilizados hasta entonces: para los composites, su excesivo desgaste, el deterioro de su superficie, las fracturas e inestabilidad del color (**Behr, 2003; Attia, 2006**); y para las porcelanas, el excesivo desgaste del antagonista y su elevada rigidez (**Schlichting, 2011**).

Las razones para seleccionar ambos materiales y estudiar su comportamiento en comparación a la cerámica IPS e.max CAD® se debe a que su composición les dota de diferentes propiedades biomecánicas respecto a la primera (**Della Bona, 2014; Duarte, 2016**), y porque, además, son los materiales que estamos probando en todos los estudios de adhesión, microtensión y microscopia que se están llevando a cabo dentro de nuestro grupo de investigación en la Unidad de Prostodoncia y Oclusión de la Universitat de València.

En 2016 salió al mercado la cerámica VITA SUPRINITY®, de la casa VITA Zahnfabrick, una cerámica feldespática de alta resistencia con matriz de silicato de litio reforzada con circonio (**Gracis, 2015; Driscoll, 2016**). Su desarrollo se llevó a cabo buscando mejorar la estructura cerámica de la matriz de silicato de litio (**Sen, 2018**). El objetivo de reforzar la estructura es evitar la propagación de grietas, fisuras o fracturas que se pueden producir debido a la fragilidad inherente de los materiales cerámicos (**Awada, 2015; Elsaka, 2016; Sen, 2018; Venturini, 2019**).

La razón por la que se seleccionó la cerámica VITA SUPRINITY® como material de estudio en comparación con el disilicato de litio IPS e.max CAD®, se debe a la inquietud por estudiar con más profundidad las posibles variaciones en el comportamiento biomecánico de restauraciones de recubrimiento parcial de la nueva cerámica monolítica desarrollada. Además, se ha querido verificar si las supuestas mejoras de esta cerámica repercuten en una mayor resistencia a la compresión y una menor variabilidad en la dispersión al tratarse de una cerámica.

Otro de los objetivos más importantes de esta investigación pretende evaluar la técnica de cementado idónea para cada material con el fin de influir y mejorar su comportamiento biomecánico.

### 6.1.3 MOLARES.

Se seleccionaron para este estudio terceros molares humanos con indicación para extracción dental, al igual que se han empleado en otros estudios (**Choi, 2010; Van Der Breemer, 2017; Ishii, 2017; Rigos 2019; Hofsteenge, 2020**). Con la finalidad de estandarizar más la muestra, se establecieron como criterios de selección terceros molares con un diámetro mesio-distal y buco-lingual mayor o igual a 10 mm, con ausencia de caries, defectos de esmalte o fracturas dentarias previas, al igual que en los estudios de los autores nombrados.

Se realizó una preparación de la superficie oclusal hasta dejar un anillo periférico de esmalte y una superficie central de dentina. Se empleó una técnica de fluorescencia con rayos UV descrita en la bibliografía para la detección de caries y el estudio de propiedades ópticas de diferentes materiales restauradores

(Lennon, 2002; Sensi, 2006; Rey-Duro, 2012; Bueno, 2013). La utilidad de esta técnica consiste en verificar la ausencia de esmalte oclusal en la parte central de la muestra tras la preparación del molar.

Todas las preparaciones dentarias, tras su tallado y exposición de la dentina, fueron pulidas con la finalidad de conseguir una superficie más lisa, aplanada y regular. Ren, observó que con el pulido de la preparación dentaria se consigue generar una capa de barrillo dentinario más homogénea y uniforme. Sin embargo, en especímenes donde no realizó una técnica de pulido encontraba superficies de barrillo dentinario más gruesas e irregulares, con acúmulos o montones distribuidos de forma más irregular generando una superficie menos favorable para establecer una adecuada unión adhesiva (Ren, 2018). Mine y Koodaryan defiende que la uniformidad y el grosor de la capa de barrillo dentinario tiene un efecto sobre la fuerza de unión de los agentes adhesivos (Mine, 2014; Koodaryan, 2016). Los monómeros ácidos necesitan penetrar a través de esta capa para estar en contacto con la dentina intacta, desmineralizarla y poder constituir la capa híbrida. Por esta razón, el autor considera que capas de barrillo dentinario no homogéneas y porosas podrían suponer un inconveniente en la interfaz entre los monómeros de resina y la dentina. Sin embargo, otros autores no observan una evidencia clara del mismo sobre la capacidad adhesiva (Kenshima, 2005; Reis, 2005). Debido a esta razón, en todos los grupos de estudio, se llevó a cabo un protocolo de pulido de la superficie de dentina tallada como ha sido explicado en el apartado de Material y Método de la presente memoria.

#### 6.1.4 PROTOCOLO DE ADHESIÓN.

La interacción producida entre cemento-restauración ha sido muy estudiada desde el desarrollo de las cerámicas libres de metal (Albers, 1988). El desarrollo de tratamientos de la superficie interna de una restauración y la posterior aplicación de un cemento de unión ayuda y mejora el comportamiento de las cerámicas libres de metal (Sieper, 2017), haciendo que el espesor de la restauración posea menor influencia en su comportamiento (Yazigi, 2017; Al-Akhali, 2019; Heck, 2019). Respecto al tratamiento de superficie aplicado en cada material de restauración seleccionado, se han seguido las recomendaciones pautadas por los protocolos establecidos por cada fabricante. Éstas difieren en función de la composición química y la distribución de su estructura interna (Chen 2014; Leesungbok, 2015; Stawarcyck, 2016; Yoshihara 2017; Cortina, 2017; Van Der Breemer, 2017; Teckçe, 2018).

Sin embargo, la interacción entre diente-cemento ha suscitado mayor controversia. A pesar de que el estudio de la adhesión a esmalte haya obtenido claras conclusiones y aplicaciones clínicas, la dentina ha generado mayor



problemática en ese aspecto siendo considerada el eslabón más débil respecto a la interfase esmalte-cemento o la interfase cemento-material restaurador. **(Magne, 2007; Gurel, 2013; Qanungo, 2016; Ren, 2018; Van Der Breemer, 2019; Carvalho, 2021)**. El sellado inmediato de la dentina surge con la finalidad de mejorar la unión a este sustrato **(Magne, 2007)**. Es una técnica que permite el desarrollo de una capa híbrida sobre una dentina fresca, sin contaminar, lo que proporciona el sustrato más favorable cuando ésta es expuesta; mejora la sensibilidad postoperatoria y reduce la microfiltración bacteriana. Este método permite mejorar la fuerza de unión del material cerámico a la dentina y restaurar el comportamiento biomimético mediante incrustaciones cerámicas adheridas al diente **(Ishii, 2017; Van Der Breemer, 2017; Yazigi, 2017; Hironaka, 2018; Shafiei, 2020)**.

En cuanto al agente de unión, los mayores valores de adhesión se encuentran en agentes adhesivos de grabado total (tres pasos) o autograbantes (de dos pasos) y en el empleo de resinas de alta viscosidad **(Magne, 2005; Duarte, 2009; Falkensammer, 2014)**. Optibond FL® es considerado el agente adhesivo de tres pasos con mayores valores de adhesión y mayor estabilidad adhesiva a largo plazo **(Magne, 2005; Duarte, 2009; Sahin, 2012)**. Carvalho recomienda el uso del Optibond FL® como el más adecuado para su uso en la técnica de SID al presentar una fuerza de unión superior a la de la unión amelodentinaria, por su capacidad de mantener una unión adhesiva estable en el tiempo y, además, presentar una viscosidad y un grosor de capa adecuado (80 µm) **(Carvalho, 2021)**. Por esta razón, fue empleado como agente adhesivo en el bloque SID, al igual que en otros estudios **(Magne, 2010; Schiliching, 2011; Carvalho, 2014; Van Der Breemer, 2019)**. Aunque otros autores emplearon diferentes sistemas adhesivos, autograbantes de dos y tres pasos **(Choi, 2010; Magne, 2007; Yazigi, 2017; Carvalho, 2021)**

Mantuvimos las muestras en un medio acuoso durante 7 días a 37°C, simulando las condiciones y la contaminación que se produce en boca por la saliva **(Nawroka, 2019)**. Tras ello, se realizó el cementado definitivo de los discos de todas las muestras del bloque SID. Se llevó a cabo este proceso conforme se recomienda en diferentes artículos científicos, siendo el periodo de 7 días el recomendado por ellos **(Magne, 2007, Leesunbok, 2015)**.

Siguiendo con el protocolo estipulado por Pascal Magne en 2005, se optó por el arenado de la capa híbrida para su reactivación. Para ello, se acondicionó la capa sellada mediante el arenado de partículas de óxido de aluminio **(Santos, 2011; Soares, 2012)**. En la literatura, encontramos otras técnicas para este procedimiento como es el uso de pasta fluorada de 1000 ppm **(Ribeiro, 2011; Soares, 2012)**.

### 6.1.5 CEMENTOS

Los cementos empleados en nuestro estudio difieren según el bloque estudiado (CC o SID). En el bloque de grupos CC, donde estudiamos el comportamiento del material con el protocolo de cementado convencional, se seleccionaron los cementos aconsejados por cada fabricante: para IPS e.max CAD® se empleó el cemento Variolink Esthetics DC®, para VITA SUPRINITY® y VITA ENAMIC® el cemento VITA DUO CEMENT® y para la resina nanocerámica Lava™ Ultimate, el cemento Rely X™ Ultimate. En todos los casos, se trata de cementos de resina.

El cemento de resina Variolink Esthetics DC® es un cemento de fraguado dual. Constituye la evolución comercial del Variolink II **(Holmer, 2019)**. Su uso está ampliamente contrastado y validado para ser utilizado en el cementado de cerámica de silicatos, de óxido de aluminio y de circonio **(Edelhoff, 2000; Yin, 2009)**. Posee adecuados valores de fuerza, siendo el que mejores resultados presenta en un estudio de Holmer, donde el autor observa una fuerza de adhesión de entorno a 7,3 MPa **(Holmer, 2019)**. Otro autor, como Cekic-Nagas reporta una fuerza de unión de este cemento de 6 MPa **(Cekic-Nagas, 2016)**.

El cemento de resina VITA DUO CEMENT® es también un cemento de fraguado dual y fue incluido en este trabajo como el cemento recomendado por el fabricante de VITA SUPRINITY® y 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 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; Cekic- Nagas 2016; Koodaryan, 2017; Johnson, 2018; Rohr, 2018)**. Así mismo, es el cemento recomendado por el fabricante de Lava Ultimate® para el cementado de las restauraciones elaboradas con este material.

En los grupos del bloque SID se eligió cemento de unión un composite fotopolimerizable. Las resinas de composite son empleadas como cementos con el fin de minimizar los inconvenientes presentes en la utilización de cementos de resina dual **(Rickman, 2011)**. Entre sus ventajas, las resinas compuestas destacan por presentar un alto contenido de relleno, menor tensión tras la polimerización que los cementos de resina dual, buena fuerza adhesiva **(Kameyama, 2015; Van Der Breemer, 2017)** y menores propiedades de desgaste cuando el margen es expuesto **(Van Dijken, 1999; Van del Breemer, 2021)**.

A pesar de ello, su uso presenta controversia en la literatura científica **(Jung, 2006; Kramer, 2009)**. Autores como Besek no encontraron ventajas en usar cementos de composite frente a cementos duales **(Besek, 1995)**. Otros autores, han comparado ambos materiales y han observado que la velocidad de polimerización entre ambos era similar **(Acquaviva, 2009)**. Sin embargo, las resinas compuestas presentan menor contracción tras polimerización que los cementos de resina dual y, además, la remoción de excesos resulta más sencilla **(Krämer, 2005)**. Suzuki y Duarte concluyeron que los cementos de resina compuesta presentan mayor resistencia al desgaste que los cementos de metacrilato o de resina de fosfato **(Suzuki, 1995; Duarte, 2011)**.

Hay autores que consideran que las resinas compuestas, al tener mayor viscosidad, producen un incremento en el grosor de la capa sellante lo que puede repercutir en la falta de penetración de la luz y, por consiguiente, una polimerización insuficiente y/o una falta de asentamiento. Goldberg aboga que, con el aumento de los intervalos de luz hasta 90 segundos en cada cara, se consigue disminuir esta problemática **(Goldberg, 2016)**.

Otro grupo de autores, defienden el precalentamiento de las resinas compuestas para disminuir su viscosidad y con ello, facilitar el asentamiento y la polimerización de todo el conjunto ya que este material presenta una mejor capacidad de polimerización cuando está calentado **(Daronch, 2005, 2006; Lucey, 2010, Magne, 2018)**. Su empleo ha sido evaluado en un estudio clínico a 10 años, donde presenta un buen comportamiento como material sellante a largo plazo, sin diferencias significativas con los cementos de resina **(Barabanti, 2015)**.

Se ha observado una mejor integridad del margen de la restauración a largo plazo debido al alto contenido de partículas de relleno en comparación con los cementos de resina **(Kim, 2002)**.

De acuerdo con esta literatura, se seleccionó la resina de composite IPS Empress Direct®, en concreto, la gama de composite universal (consistencia normal y color A3) indicado por el fabricante para reconstrucciones del sector posterior y anterior. Se trata de un composite nanohíbrido y su composición está constituida por una matriz de dimetacrilato (21,2 %), prepolímeros (9,8 %), relleno inorgánico (68%) con macro y micropartículas (40 nm a 3.0@ μm), fotoiniciadores y pigmentos (0,5%) **(Esteves Salgado, 2018)**. Entre sus propiedades biomecánicas destaca por presentar una resistencia a la flexión de 120 MPa. En nuestro estudio, fue empleado como cemento de unión en el bloque de grupos donde se realizó el protocolo de sellado inmediato de la dentina (G5: DSL-SID; G6: ZRLS-SID; G7: PICN-SID y G8: RNC-SID). Se precalentó con la finalidad, como hemos descrito, de reducir su viscosidad y facilitar su asentamiento.

En resumen, para terminar con este apartado diremos que todos los materiales de cementado seleccionados contaban con evidencia científica de su uso para los materiales propuestos en esta investigación.

## 6.2 DISCUSIÓN DEL MÉTODO SELECCIONADO.

---

### 6.2.1 ALMACENAMIENTO DE LAS MUESTRAS.

Las muestras fueron almacenadas en un ambiente húmedo desde su confección hasta el momento en que se realizó el ensayo que constituye un lapso de 7 días **(Nawroka, 2019)**. Este método tiene la finalidad de mantener la hidratación de los molares intentando imitar las condiciones del medio oral. Para ello, se empleó suero fisiológico como líquido medio de almacenaje y se mantuvo una temperatura de 37°C mediante una estufa P Selecta® Modelo 210. Este procedimiento se llevó a cabo siguiendo las indicaciones diversos autores **(Saker, 2014; Rigos, 2019; Van Der Bremer, 2017, 2019)**. Sin embargo, otros autores realizan un proceso de termociclado previo al ensayo **(Clausen, 2010; Chen 2014; Leesungbok, 2015; Gresnigt, 2016; Grüngor, 2018)**. Este método permite someter a las muestras a distintos ciclos de temperatura. La no realización de un proceso de termociclado previo al ensayo supone una limitación de nuestro estudio, el cual no fue llevado a cabo por motivos ajenos a nuestra voluntad.

### 6.2.2. SELECCIÓN DEL TIPO DE MUESTRA.

Se realizó una réplica en cera del disco de la muestra, con las dimensiones seleccionadas para asegurar la homogeneidad de ésta en su proceso de elaboración. Este tipo de muestra tipo discoide también se encuentra otros estudios publicados **(Chen, 2014; Leesunbook, 2015; Sieper, 2017; Sen,**

**2018).** La morfología era plana, no anatómica. La selección de una muestra de morfología discoide o anatómica resulta controvertida en la literatura. Autores como Wendler defienden el uso de formas estándar de materiales para realizar ensayos con especímenes más homogéneos, reducir costes en los estudios y así, facilitar la realización de ensayos in vitro (**Wendler, 2018**), tal y como optamos en este trabajo. Sin embargo, otros autores defienden el uso de muestras anatómicas al considerar que la forma de la muestra puede influir en el resultado obtenido. Zahn consideran que la resistencia a la fractura en muestras no anatómicas es menor al no contar con superficies curvas (**Zahn, 2012**). Nosotros pensamos que las muestras anatómicas, al no estar estandarizadas, permiten variaciones no controladas en los resultados influidos por las distintas anatomías que se pueden dar a los especímenes.

Los discos fueron escaneados y maquinados por ordenador, con un diámetro de 10 mm. Esta medida fue seleccionada por diferentes razones:

- Se realizó un ensayo de compresión estática previo con un menor número de muestras para determinar el diámetro de la muestra más apropiado para este estudio. Se confeccionaron discos de 5 mm y de 10 mm de diámetro y se realizó un ensayo, con los mismos parámetros, para evaluar si existía una relación entre el diámetro seleccionado y la resistencia del material. Se observó una mayor resistencia en los grupos con un diámetro de muestra menor (5 mm). El motivo por el que consideramos que muestras de mayor tamaño (10 mm de diámetro) presentaron menor resistencia se debe al tipo del ensayo. Al tratarse de un ensayo de bola contra plano, el efecto de flexión o "pandeo" de la superficie de material depende del diámetro seleccionado. La bola de alúmina tenía un diámetro de 4 mm. Al incidir ésta sobre los discos de menor diámetro, se genera menor flexión de la superficie. En cambio, sobre discos de un diámetro mayor, la flexión inducida también lo es. Este efecto hace que la traducción de los resultados mediante el modelo Hertziano se vería condicionada por el tamaño de la muestra.

- Para que la punta de alúmina no cargara sobre ninguna zona fuera del disco, este debía medir más de 4 mm, diámetro de la bola de alúmina que realizaría la carga con el fin de poder manipular las muestras con facilidad; los discos de menor diámetro podían haber hecho más compleja la localización del centro geométrico del mismo, punto donde debía incidir la bola.

Con respecto al grosor de la muestra (1,5 mm) coincide con el espesor mínimo para restauraciones de recubrimiento parcial que recomiendan las casas comerciales de los diferentes materiales. Así mismo, corresponde con las recomendaciones actuales que se deben respetar a nivel oclusal para materiales cerámicos (**Kern, 2017**) y que han sido empleados en otros

estudios (Claussen, 2010; Magne, 2010; Yildiz, 2013; Oliveira, 2014; Sieper, 2017). También encontramos artículos científicos que emplean espesores de materiales menores a los recomendados por los fabricantes y obtienen resultados adecuados para su empleo en el sector posterior (Ma, 2013; Chen, 2014; Sasse, 2015; Al-Akhali 2017, 2019; Hert, 2019). En nuestro estudio hemos optado por seguir los estándares recomendados por los fabricantes con la finalidad de evitar una variable adicional y poder estudiar la influencia de la técnica de adhesión a un espesor estándar.

### 6.2.3 ENSAYO DE RESISTENCIA ESTÁTICA.

El estudio se realizó siguiendo las exigencias especificadas en la **Normativa ISO 6872:2015** establecida para materiales cerámicos empleados en prótesis dental y las recomendaciones establecidas por Kelly donde asegura la importancia de realizar investigaciones in vitro donde se simulen las condiciones orales para poder probar de forma experimental el comportamiento de los materiales (Kelly, 2010).

El objetivo establecido en esta investigación fue estudiar las diferencias en la resistencia a la fractura de los materiales bajo la influencia de dos protocolos de adhesión diferentes sobre diente. Las propiedades mecánicas de un material requieren una fuerza axial para su evaluación. El uso de una carga estática de compresión o un estudio de flexión (con tres puntos de carga) son los tipos de ensayos recomendados para estudiar esta propiedad mecánica de los materiales (Vega de Barrio 2005). Se consideró que el método de ensayo más apropiado para cumplir con el objetivo establecido era el desarrollado mediante una carga estática axial. Este ensayo ha sido seleccionado también en otros estudios (Sieper, 2017; Grungor, 2018), y, además, así lo recomienda la Clinical Research Associate de 2002 para estudiar la resistencia de distintos materiales cerámicos (CRA NEWSLETTER, 2002). Otro tipo de ensayos (biaxial, de tres puntos...) no hubieran permitido el estudio por nosotros propuesto ya que no se trata de un ensayo de resistencia de materiales si no de influencia de condiciones y exige que los tres elementos estén incluidos en un mismo espécimen.

En la literatura científica, actualmente, hay autores que consideran el uso de un ensayo de carga cíclica previo al ensayo de compresión como el mejor método de ensayo para obtener unos resultados cercanos a la realidad clínica (Abbu-Izzie 2018; Gresnigt, 2016; Van Der Breemer, 2017; Hogensen, 2020). El ensayo de carga cíclica permite valorar, gracias a la repetición cíclica de un patrón de masticación, la influencia al desgaste de los materiales previa a su fractura. Aun así, autores como Sieper no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el comportamiento de los materiales cuando se estudiaba

su resistencia a la fractura, con y sin, un ensayo de carga dinámica previa concluyendo que el desgaste del material previo no tiene influencia significativa en la resistencia final de la muestra ensayada (**Sieper, 2017**).

## 6.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.

### 6.3.1 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN ESTÁTICA.

Cuando revisamos los valores de fuerza media alcanzada en las distintas muestras ensayadas observamos que el grupo 5: DSL-SID (IPS e.max CAD® + Protocolo de Sellado Inmediato de la Dentina) presenta los mayores valores de resistencia a la fractura ( $6601,8 \pm 544,0$  MPa) con diferencias estadísticamente significativas al resto de grupos ensayados. En segundo lugar, el grupo 6: ZRSL-SID (VITA SUPRINITY® + Protocolo de Sellado Inmediato de la Dentina) presentó los siguientes valores más altos con una resistencia a la fractura de  $4776,9 \pm 738,5$  MPa. A continuación, encontramos los grupos 1: DSL-CC (IPS e.max CAD® + Protocolo de Cementado Convencional) y 2: ZRLS-CC (VITA SUPRINITY® + Protocolo de Cementado convencional) con unos valores de  $4588,6 \pm 1312,3$  y  $4476,3 \pm 738,5$  MPa, respectivamente. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

Los menores valores hallados en este estudio fueron presentados en el bloque de los materiales híbridos (p-valor < 0,001), siguiendo el orden descendente de resistencia el grupo 7: PICN-SID ( $4163,9 \pm 250$  MPa), el grupo 3: PICN-CC ( $4014,2 \pm 681,1$  MPa) y los grupos con los valores de resistencia más bajos, significativamente, del ensayo: el grupo 4: RNC-CC ( $3110 \pm 169$  MPa) y el grupo 8: RNC-SID ( $3111,8 \pm 203,5$  MPa).

#### 6.3.1.1 Valoración de los datos del estudio.

Para el análisis de los datos se empleó un estudio estadístico mediante pruebas paramétricas, en concreto, se empleó el modelo ANOVA de 2 vías. Las interacciones encontradas en su estudio nos permiten obtener valoraciones en dos aspectos diferentes:

6.3.1.1.1 Según el material seleccionado: IPS e.max CAD® (grupo 1 y 5), VITA SUPRINITY® (grupo 2 y 6), VITA ENAMIC® (grupo 3 y 7) y Lava™ Ultimate (grupo 4 y 8).

6.3.1.1.2 Según la técnica de cementado.

Vamos a desarrollar este apartado en subapartados para poder analizar en más profundidad cada aspecto.

#### 6.3.1.1.1 Según el material seleccionado.

Los cuatro materiales estudiados presentaron un comportamiento diferente tras el ensayo de resistencia estática: La cerámica de disilicato de litio (DSL), IPS e.max CAD®, (grupo 1: DSL-CC; grupo 5: DSL-SID) presentó una resistencia superior en comparación al resto de materiales de restauración evaluados, independientemente de la técnica de adhesión empleada (CC o SID). Este comportamiento no presentó diferencias estadísticamente significativas con ZRLS (grupo 2: ZRLS-CC; grupo 6: ZRLS-SID) ( $p$ -valor = 0,010) aunque sí un patrón de resistencia a la fractura superior. En cambio, DSL sí presentó una resistencia a la fractura superior, de forma significativa ( $p$ -valor < 0.001;  $F=87,6$ ) respecto a los dos materiales híbridos PICN y RNC. En cuanto a la cerámica de silicato de litio reforzada con circonita (ZRLS), VITA SUPRINITY®, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en comparación al material híbrido PICN ( $p$ -valor = 0,002) pero sí presentó un comportamiento significativamente superior a la RNC ( $p$ -valor < 0,001).

Los nuevos materiales de restauración introducidos VITA SUPRINITY®; VITA ENAMIC® y Lava™ Ultimate, han sido desarrollados por la industria con una composición mejorada para establecer una alternativa a los inconvenientes de las cerámicas de alta resistencia ya existentes. Tras observar los resultados obtenidos en este estudio ninguno de los materiales ha presentado un comportamiento a la resistencia a la fractura superior respecto al grupo control.

La fuerza media obtenida para todos los grupos de todos los materiales ensayados (ver tabla 1, apartado 5.1) fue superior a la fuerza media que se ejerce en el aparato estomatognático durante unas condiciones de función normal (500-600 N) (**Magne, 2010**). Del mismo modo, superaron la fuerza media ejercida en condiciones de parafunción oral (900-1000 N) (**Waltimo, 1994**). Dentro de las limitaciones de nuestro estudio, hemos intentado reproducir *in vitro* las condiciones orales del uso de restauraciones parciales y las hemos llevado al límite de resistencia, por ello consideramos que los resultados obtenidos nos permiten extrapolar conclusiones respecto al comportamiento de los materiales. Todos los especímenes presentan un comportamiento significativamente superior a las fuerzas medias que se ejercen en el medio oral, siendo apto su uso y recomendación para la confección de restauraciones de recubrimiento parcial.



La resistencia a la fractura resultante en este estudio obtiene valores, independientemente de la técnica de cementado empleada, superiores a los valores registrados en los datos técnicos proporcionados por las respectivas casas comerciales.

En la literatura científica, encontramos artículos con resultados similares a los obtenidos en nuestro estudio:

Al-akhali, realizó un estudio de carga estática sobre restauraciones parciales anatómicas tipo onlay de espesor 0.5 y 0.8 mm. La adhesión sobre diente se realizó sólo a esmalte. Los resultados obtenidos presentan la misma tendencia que nuestro estudio pues concluyen con una resistencia de DSL superior a ZRLS y significativamente superior a PICN ( $P \leq 0.015$ ). Es cierto que los valores de resistencia presentados son inferiores a la resistencia a la fractura registrada en nuestro estudio. Consideramos que las diferencias en cuanto al espesor de la muestra (espesores mínimos de 0.5-0,8 mm frente a 1,5 mm) justifican la diferencia de resultados obtenidos, siendo menor al disminuir el espesor de material restaurador pese a su adhesión a esmalte. **(Al-Akhali, 2017)**

En una línea similar, Sieper realizó un ensayo de carga estática con muestras de 1.5 mm de espesor oclusal, como las nuestras. Al igual que nuestros resultados, se observa una resistencia a la fractura mayor para el grupo control: DSL-CC, sin diferencias estadísticamente significativas al resto de grupos. Cuando compara la resistencia a la fractura con menores espesores, observa una influencia del grosor de la restauración en la resistencia del material. A espesores oclusales de 1.0 mm también obtuvieron unos valores de resistencia superiores para el grupo DSL-CC respecto a ZRLS-CC y a PICN-CC. **(Sieper, 2017).**

También Lawson realizó un estudio de resistencia con una tendencia similar a la encontrada en nuestro trabajo. Analizó la resistencia a la fractura mediante un ensayo de flexión cuya muestra difiere de la nuestra al consistir en una barra. Al igual que en nuestro estudio, el autor concluye que la resistencia a la fractura de los dos materiales cerámicos (ZRLS y DSL) es significativamente superior frente a los dos materiales híbridos testados (PICN y RNC) **(Lawson, 2016).**

Nazmiye realizó también un estudio de flexión biaxial sobre discos de materiales DSL, ZRLS, PICN, RNC y Vita Mark® Block (VM), sin cementar sobre diente. En este estudio, el autor observó un comportamiento de resistencia significativamente superior de ZRLS respecto DSL, PICN, RNC y VM ( $p$  valor  $< 0.05$ ). Dado que el método de ensayo es distinto al nuestro, pudiera ser esta la razón principal por la que las tendencias de los diferentes grupos no coinciden exactamente con las halladas en nuestro estudio. El autor asegura que esta

superioridad de la cerámica ZRLS se debe al refuerzo de la matriz cristalina que presenta con partículas de circonio y silicato de litio. Al igual que en nuestro trabajo, los materiales híbridos obtuvieron una resistencia menor a los materiales cerámicos, aunque encontraron unos valores de RNC superiores a los de PICN ( $p$  valor  $< 0.05$ ), tendencia que también es inversa a nuestro estudio **(Sen, 2018)**.

Otros autores como Carvalho no encontraron una diferencia tan marcada en la resistencia a la fractura de los materiales DSL y RNC. Realizó un estudio de resistencia a la fractura con fatiga previa en restauraciones anatómicas de recubrimiento total de espesor 1,5 mm sobre molares. Obtuvo una resistencia del grupo de cerámica de disilicato de litio mayor que la resina nanocerámica (DSL: 3237 N, RNC: 3122 N), sin diferencias estadísticamente significativas **(Carvalho, 2014)**.

De la misma manera, Chen publicó en 2014 un estudio donde realizaba un análisis de elementos finitos de la resistencia a la fractura mediante un ensayo de flexión de discos de DSL y RNC. Valoró la influencia de la resistencia a la fractura a espesores de material diferentes: 0.5, 1, 1.5, 2 y 3 mm. Por un lado, a espesor de mayor tamaño (3 mm), la resistencia del material DSL era superior a la RNC ( $p$  valor  $< 0.001$ ). Conforme el autor disminuía el espesor del material, la resistencia a la fractura de la RNC aumentaba respecto a DSL, que disminuía. De esta forma, con espesores de 1.5 mm la RNC presentaba una resistencia significativamente superior a la DSL. A espesor de 0,5 mm, la diferencia era más marcada siendo la resistencia de la RNC de  $2221 \pm 110$  N y de DSL  $1418 \pm 314$  N. Aunque la metodología llevada a cabo por este autor es diferente a la empleada en nuestro estudio, Chen observa un comportamiento de la RNC con mayor resistencia a la fractura a espesores reducidos frente a DSL. Es llamativo que el autor encuentre para RNC valores de 2174N a espesores de 3mm; 1771 a 1,5mm y a 0,5mm estos vuelvan a remontar a 2221N **(Chen, 2014)**.

Abu-Izze realizó un estudio donde evaluó mediante un ensayo de fatiga *onlays* de molares de espesores más finos a los seleccionados en nuestro estudio (0,5-1 mm) de los materiales ZRLS y PICN. A diferencia de nuestro estudio, el autor observa una tendencia de resistencia a espesores más finos significativamente superior para el material PICN respecto a ZRLS. Justifica esta diferencia a que el material híbrido PICN contiene en su estructura polímeros de resina dentro de la matriz cerámica y esta combinación de materiales conduce a un aumento de la resistencia a la fractura respecto al material cerámico.

Sin embargo, ZRLS al presentar un módulo elástico alto (65,6 GPa) presenta una mayor tensión en la interfase de unión que el material PICN, con un módulo elástico menor, que es capaz de mitigar más las fuerzas y disipar la propagación de fisuras **(Abbu-Izzie, 2018)**.

#### 6.3.1.1.2. Según la técnica de cementado.

En el análisis de los datos obtenidos respecto al bloque estudiado (Bloque CC o Bloque SID) se observa una interacción significativa de la técnica de cementado en la resistencia final del material. Se observa que el protocolo de sellado inmediato de la dentina incrementa significativamente la resistencia para un único material en concreto, la cerámica IPS e.max CAD® ( $p$  valor < 0,001) respecto a su cementado según el protocolo convencional. Grupo1: DLS-CC (IPS e.max CAD® + Cementado Convencional) se obtuvo una resistencia máxima de  $4588,6 \pm 1312,3$  frente al Grupos5: DSL-SID (IPS e.max CAD® + Sellado Inmediato de la Dentina) donde se obtuvo un valor medio de  $6601,8 \pm 544,0$ . Además, se observa una disminución en la variabilidad de comportamiento del grupo. En el grupo 1: DSL-CC, se encuentra una desviación estándar de 1843,5 MPa, con valores que oscilan desde 1784,1 MPa a 7277,9 MPa, mientras que en el grupo 5 este rango se reduce, presentando una desviación estándar menor (544,0).

En el resto de los grupos, no se observa que la técnica de cementado utilizada produzca alteraciones significativas ( $p$  valor = 1,000). El estudio de la gráfica de cajas (Diagrama 3, apartado 5.2.3) refleja el cambio de variabilidad al que están sujetos los especímenes. En él, se observa una tendencia a elevación, modesta, en el grupo 6: ZRLS-SID, sin modificar su variación respecto al grupo 2: ZRLS-CC. En el grupo 7: PICN-SID, la tendencia a la elevación es menor, pero se observa una reducción de su variabilidad. El grupo 3: PICN-CC presenta una variación mayor con una desviación estándar de 681,1 MPa (2775,7-5344,3 MPa, min. y máx. respectivamente), frente al grupo 7: PICN-SID con una variación menor de 250 (3710,6-4530,5 MPa, min. y máx. respectivamente). Sin embargo, en el grupo 8: RNC-SID la repercusión que presenta el cambio de protocolo de cementado es escasa.

Tras analizar los datos obtenidos se puede inferir que, a mayor contenido cerámico del material se observa una mayor resistencia y una menor variabilidad de la muestra. Los materiales híbridos presentan un comportamiento con menor influencia del protocolo SID.

El cálculo del módulo de Weibull muestra como la fiabilidad del material IPS e.max CAD® aumenta cuando éste es cementado con la técnica SID ( $m=12,77$ ) frente a la técnica CC ( $m=2,35$ ). En el caso de este material, su comportamiento mediante la técnica CC presenta una predictibilidad muy baja, la menor de todo el estudio. Del mismo modo, observamos un cambio en la fiabilidad del material PICN, VITA ENAMIC®, cuando es cementado con SID ( $m=17,59$ ) frente a la técnica CC ( $m=6,11$ ).

En ambos casos, observamos como el sellado inmediato de la dentina influye positivamente en el comportamiento de ambas muestras, haciéndolas más predecibles. En el caso del material IPS e.max CAD®, mejora su resistencia a la fractura y, además, permite un comportamiento más homogéneo y predecible. En el material VITA ENAMIC®, la influencia de la técnica de cementado SID sobre la resistencia a la fractura no es tan determinante, pero si mejora la homogeneidad y la predictibilidad de la muestra. Robin y colaboradores sugieren que es necesario obtener un alto módulo de Weibull en los materiales de restauración porque este valor es un indicador de la homogeneidad del material y una forma de predecir su fracaso **(Robin, 2002)**. En el caso de los materiales IPS e.max CAD® y VITA ENAMIC®, los resultados obtenidos muestran una ventaja del uso de la técnica de cementado SID frente a la técnica CC, lo que podría conllevar una recomendación clínica para ambos.

Una hipótesis que nos permite explicar estos resultados se debe a que la técnica de sellado inmediato de la dentina permite mejorar la fuerza de adhesión sobre la superficie dentinaria. La dentina ha constituido una limitación para los sistemas adhesivos debido a su alto contenido de moléculas de agua, siendo la interfase de unión dentina con el sistema adhesivo la más frágil en el proceso de cementado de una restauración **(Peumans, 2005)**. Los resultados obtenidos concuerdan con estudios donde se observa como el tratamiento de la dentina 'fresca' constituye el sustrato más ideal para la formación de la capa híbrida, mejorando la fuerza de unión sobre ella **(Choi, 2010; Leesungbok, 2015; Gresnigt, 2016; Reboul, 2018)**. Además, Noriko observa que el SID es una técnica efectiva para mejorar la fuerza de unión interna de restauraciones CAD-CAM **(Ishii, 2017)**.

Esta mejora en la fuerza de unión puede explicarse debido la formación de una capa híbrida sobre una dentina no colapsada ni contaminada, lo que parece suponer el sustrato más ideal **(Pashley, 1992)**. En la literatura encontramos estudios de microtensión donde, empleando el mismo adhesivo que nuestro estudio (Optibond FL®), observan como el SID presenta valores de adhesión significativamente más altos (59.1-66.6 MPa) respecto a la técnica de CC (11.6 MPa) **(Magne, 2005; Magne, 2007)**. Además, la aplicación de un material de cemento sobre una capa híbrida ya polimerizada y, por consiguiente, integrada en los túbulos dentinarios, produce una mejora en la fuerza adhesiva al no producir un colapso como se hace en la técnica convencional donde adhesivo y el cemento son polimerizados al mismo tiempo **(Magne, 2007; Ishii, 2017; Van Der Breemer, 2017; Carvalho, 2021)**.

Al tratarse de materiales actuales, comercializados a partir de 2010, no existen publicaciones a largo plazo que analicen la resistencia a la fractura a diferentes protocolos de cementado. Dentro de la literatura publicada, la metodología

llevada a cabo en otros estudios es diferente a la empleada en el nuestro. Por esta razón, no podemos establecer una comparación directa con los valores absolutos de otros ensayos de resistencia a la fractura, pero si analizar la tendencia de los resultados de los diferentes estudios encontrados.

Van Der Breemer realizó un estudio donde evaluó la influencia de la técnica de cementado CC o SID en la resistencia de DSL y RNC mediante un ensayo de carga dinámica. Encontró unos resultados que siguen la tendencia de nuestro estudio: obtuvo una resistencia superior de DSL frente RNC ( $p$  valor  $< 0.05$ ) y, además, observó que la resistencia del material DSL estaba significativamente influenciada por el protocolo de adhesión, siendo mayor la resistencia cuando se aplicaba el SID ( $2035 \pm 403$  N) frente a CC ( $12358 \pm 506$  N). Una hipótesis que el autor defiende es que la interfase de unión entre la matriz orgánica de RNC y los agentes inorgánicos de unión son más susceptibles a la degradación hidrolítica que en el caso del material DLS, y este factor afecta a la resistencia resultante del material. Además, el autor muestra cómo, tras el cálculo estadístico de Weibull, el grupo DSL-SID mostraba el módulo de Weibull más alto (5,32) respecto al resto de grupos. Al igual que en nuestro estudio, el módulo de Weibull del material DSL se ve favorecido tras la aplicación de la técnica SID, aumentando su fiabilidad **(Van Der Breemer, 2017)**.

Yazigi publicó un estudio donde evaluó la resistencia a la fractura de *overlays* de DSL de 0.8 mm de espesor en premolares con diferentes técnicas de cementado. En sus resultados observamos una tendencia similar que, en nuestro estudio, ya que el estudio muestra una influencia estadísticamente significativa ( $p$ -valor  $< 0.001$ ) en los grupos donde se realizó SID sobre la resistencia a la fractura de DSL. **(Yazigi, 2017)**.

En una línea muy similar, Shafiei estudió cómo podrían influir diferentes técnicas adhesivas en la resistencia a la fractura de *inlays* de resina compuesta Filtek Z250® (3M ESPE). Se observó un comportamiento significativamente superior de los grupos donde se realizó el SID, respecto a CC y al cementado con cemento autoadhesivo. Además, se observa una mejora en el comportamiento del SID con el uso de proantocianidina, pudiendo preservar la estabilidad adhesiva de la capa híbrida **(Shafiei, 2020)**.

Oliveira realizó un estudio donde evaluó la resistencia a la fractura en *inlays* de 1,5 mm de espesor de la resina Filtek Z250® (3M ESPE) cementadas sobre esmalte y dentina. Los grupos donde se empleó el SID mostraron los valores más bajos de resistencia a la fractura, seguido del grupo CC, sin diferencias estadísticamente significativas ( $p$  valor  $> 0.05$ ). Aunque presenta una metodología diferente, los resultados que el autor obtiene siguen la tendencia de nuestra investigación, es decir que el material testado, una resina

compuesta, no presenta influencia tras el ensayo de compresión a pesar de emplear distintas técnicas de cementado (**Oliveira, 2014**).

Hofsteenge publicó un estudio donde evaluó la influencia del sellado inmediato de la dentina en la resistencia de restauraciones tipo inlay (MOD) de DSL. Empleó un ensayo de carga dinámica con un ángulo de 45° para estudiar la resistencia a la fractura de este material. Observó como, al igual que en nuestro estudio, especímenes con SID presentaban una resistencia superior que especímenes sin SID (p valor = 0,026) siendo estadísticamente significativa en las restauraciones tipo inlay (p valor < 0.001). (**Hofsteenge, 2020**).

Por otro lado, encontramos estudios donde los resultados presentan una tendencia diferente a nuestro trabajo. Magne, publicó un estudio de carga cíclica donde comparó la resistencia a la fractura, tras la aplicación de SID, en DSL, IPS empress CAD® y la resina Paradigm MZ100® (3M ESPE) en *onlays* de 1,2-1,8 mm de espesor. Observó cómo, los mejores valores de resistencia a la fractura los presentó la resina MZ100®, superior a DSL sin diferencias estadísticamente significativas (p valor =0.02). En cambio, fue superior significativamente a IPS Empress CAD® (p valor < 0.001). El autor justifica la importancia que tienen las propiedades biomecánicas de estos materiales en la resistencia a la fractura tras el ensayo, siendo la resina el que mejor comportamiento obtuvo al tener un módulo elástico menor (16-20 GPa) lo que ayuda a mitigar y evitar la propagación de fisuras (**Magne, 2010**).

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

Gresnigt llevó a cabo un ensayo de carga termocíclica sobre carillas vestibulares de DSL 0,6 mm de espesor. El autor evaluó la influencia del SID en la resistencia de las carillas en función de si el sustrato era esmalte, dentina o una combinación de ambos elementos. Los mayores valores de resistencia los encontró en el grupo donde realizó SID sobre dentina (576 N) encontrando unos valores de resistencia superiores frente al uso de CC (314 N). El autor concluye que la mejora del comportamiento tras el SID se debe a que la dentina fresca constituye un sustrato óptimo en comparación a cuando ésta está contaminada (**Gresnigt, 2017**).

Del mismo modo, Magne evaluó la fuerza de adhesión de la técnica de SID frente a la técnica CC empleando diferentes agentes de adhesión de restauraciones de resina cementadas sobre molares humanos. Observó en un estudio de

microtensión que el SID presentaba una fuerza de unión superior a la técnica CC independientemente del agente adhesivo empleado: Clearfil SE Bond® y Optibond FL®. Además, encontró una mayor estabilidad de la unión adhesiva a las doce semanas con el adhesivo Optibond FL® (**Magne, 2007**).

Cho realizó un ensayo de cizalla de *overlays* de cerámica feldespática convencional sobre molares humanos donde estudió la influencia del SID los valores de adhesión. Observó que las muestras donde se realizó el SID con adhesivo Clearfil SE Bond® demostraron valores de adhesión más altos que aquellas muestras donde se realizó el cementado convencional ( $p < 0.05$ ) (**Choi, 2010**).

Además, vamos a analizar un estudio de cizalla realizado sobre un material diferente, la circona monolítica. A pesar de que este material no ha sido incluido en nuestro ensayo, consideramos interesante evaluar los resultados obtenidos por Rigos. En él, el autor evaluó la fuerza de unión de la circona monolítica adherida sobre dentina con SID y con CC, con dos cementos de unión distintos: Panavia F2.0® (PAN) y Permacem Dual Smartmix® (PER) y con dos tratamientos de superficie de la circona distintos: arenado con  $Al_2O_3$  (A) o Silicatzado (S). El autor obtuvo los mayores valores de adhesión para el grupo S+PER+SID. Además, observó como la técnica de SID presentaba unos valores de resistencia estadísticamente significativos y superiores, independientemente del tratamiento de superficie de la circona y del cemento empleado, para la circona monolítica. Observa como es más influyente el efecto del SID en el cemento autoadhesivo PER (**Rigos, 2019**).

Por otro lado, Ishii realizó un estudio de microtensión tras un ensayo de carga cíclica en el comportamiento de RNC, PICN y VITABLOCS®, con y sin SID, sobre molares humanos. Observó que SID mejora significativamente los valores de adhesión para la RNC y PICN, siendo éstos superiores a la cerámica VITA BLOCS®. El autor asegura que los resultados que ha obtenido en este estudio muestran que el SID es efectivo no solo para reforzar la fuerza de unión entre el diente y la restauración CAD-CAM, sino también para mejorar la fiabilidad del comportamiento de los materiales (**Ishii, 2017**).

Carvalho realizó un estudio de microtensión, donde evaluó la fuerza de adhesión de diferentes protocolos de cementado (CC, SID y SID Reforzada con una capa de composite fluido (SID-RC). Para ello, empleó cinco agentes adhesivos diferentes. El autor observó que el SID producía un incremento en los valores de adhesión para los agendes adhesivos de tres pasos: el Optibond FL® de 13 a 55 MPa ( $p < 0.001$ ) y para el Scotchbond Multipurpose® de 11 a 22 MPa. La técnica de adhesión SID Reforzada con composite fluido mejora los

valores de adhesión para todos los adhesivos excepto para el Optibond FI® **(Carvalho, 2021)**.

En otro artículo de microtensión, Van del Breemer evalúa la influencia de aplicar varias capas de adhesivos en la fuerza de adhesión final. Observa como la aplicación del SID presenta unos valores de adhesión superiores significativamente a la técnica CC. ( $p$  valor  $< 0.005$ ). El comportamiento del Optibond FL® no presenta diferencias estadísticamente significativas, aunque se añada una capa adicional **(Van Der Breemer, 2019)**.

Por último, analizaremos un estudio clínico, prospectivo, publicado por Van den Breemer. En este trabajo, se analizó la supervivencia de 765 restauraciones parciales de DSL cementadas sobre premolares y molares mediante el SID junto a un cemento de composite precalentado. El autor observó un índice de supervivencia del 98,6% a los 5 años y del 96% a los 7 años y medio. No observaron influencia significativa de la localización de las restauraciones (diente premolar o molar), extensión de la preparación (con o sin recubrimiento cuspídeo) o de la vitalidad de la pieza restauradora ( $p$  valor  $> 0.05$ ). En cuanto a la estabilidad marginal, el autor observa un buen mantenimiento de la integridad marginal de la restauración al paso de cinco años, asegura que es debido a las propiedades que tiene el uso de una resina de composite como cemento. El autor observa una baja incidencia de fracasos, sugiriendo que el uso del SID puede ser una razón que justifique los bajos resultados de fractura y delaminado encontrados en este estudio. Concluye este trabajo con que el uso de restauraciones parciales de disilicato de litio cementadas mediante técnica SID con un cemento de resina de composite presentan un buen pronóstico a medio plazo **(Van Der Breemer, 2021)**.



### 6.3.2 DISCUSIÓN DEL ESTUDIO DE MICROSCOPÍA ÓPTICA.

Respecto al estudio de microscopía óptica, cabe destacar que un 46,7 % de los especímenes presentaron una fractura cohesiva (propia del material restaurador) y el 53,33 % de los especímenes restantes presentó un fallo tipo mixto (se producía una fractura del material restaurador y un descementado de una parte del material). No se encontró ningún espécimen que presentara un fallo adhesivo (separación de todo el conjunto de material restaurador). En los fallos de tipo mixto no se observó en ningún caso, el descementado de una porción del material superior a más de la mitad de la superficie del disco. Tras su análisis, encontramos que la fuerza de adhesión propiamente dicha entre los dos materiales de unión (restauración y diente) es superior a la que da lugar al fracaso del complejo material restaurador-cemento. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Van Der Breemer en las muestras donde realizaba el SID (**Van Der Breemer, 2017**) y con Gresnigt quien encontró un bajo porcentaje de fallos adhesivos en las muestras SID (**Gresnigt, 2017**).

La fractura de tipo cohesivo presentó un patrón diferente según el tipo de material. Los materiales cerámicos (IPS e.max CAD® y VITA SUPRINITY®) presentaron una fractura radial de la superficie del disco restaurador. Los materiales híbridos, en cambio, tenían un patrón de fractura diferente, generando una indentación en el centro de la muestra previa a la fractura. Al ser un ensayo de carga estática, no podemos evaluar el comportamiento 'elástico' de los materiales testados. Sin embargo, consideramos que esta diferencia en el patrón de fractura viene marcada por la capacidad de deformación de los materiales híbridos ante una fuerza recibida. Por ello, se observa una oquedad en el centro de la superficie donde se realizaba la presión por parte de la bola de alúmina de la máquina de ensayo.

Lawson observó un patrón de fractura similar, refiriendo una deformación en la superficie de los materiales híbridos testados. El autor afirma que el desgaste de la superficie RNC es similar al que se produce sobre el esmalte dental. Sin embargo, observa un desgaste de PICN más parecido al de las cerámicas feldespáticas (**Lawson, 2016**). Van Der Breemer observa un desgaste del material RNC superior al de DSL (**Van Der Breemer, 2017**). Chen observa una deformación en las muestras de Lava™ Ultimate, mayor que en las cerámicas. El autor refiere cómo los materiales con mayor componente de resina concentran mayor tensión en el punto donde reciben la fuerza, creando una deformación permanente (**Chen, 2014**).

En este estudio se empleó una bola de un material cerámico, la alúmina. Se ha demostrado cómo la composición del material antagonista genera una influencia en el desgaste del material restaurador. Materiales antagonistas

de cerámica generan mayor desgaste (130-265  $\mu\text{m}$ ) que si el material fuera el esmalte dental (120-199  $\mu\text{m}$ ) (**Heintze, 2006**). Además, se observan mayor desgaste en la superficie del material testado si este es de composite (**Heintze, 2008**).

Este estudio de microscopía presenta una limitación, al solo poder evaluar el fallo de los especímenes desde su vista oclusal. Se seleccionó su uso debido al diseño de la muestra, puesto que todo el complejo molar-restauración quedaba sumergido en escayola para poder estabilizarlo.

#### 6.4 REPERCUSIONES PRÁCTICAS Y APLICACIONES CLÍNICAS.

---

Una vez finalizado el análisis y estudio de los materiales CAD-CAM seleccionados para esta investigación consideramos que, a pesar de las limitaciones presentes en este estudio *in vitro*, podemos extrapolar ciertas recomendaciones para la práctica clínica diaria.

Se ha observado que ambas técnicas de cementado son adecuadas para la adhesión de estos materiales CAD-CAM. Sin embargo, hemos observado ciertas ventajas significativas del empleo de una técnica u otra en función del material:

- La cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD® ha presentado un comportamiento significativamente superior y una reducción de la variabilidad del material cuando es cementado con el SID. Por ello, para el cementado de IPS e.max CAD® se recomienda la técnica de sellado inmediato de la dentina.
- Para la cerámica de silicato de litio reforzado con circonita VITA SUPRINITY® tanto la técnica de cementado convencional como el sellado inmediato de la dentina son válidas para su uso clínico.
- La cerámica reforzada con polímero de resina VITA ENAMIC®, presenta un comportamiento con una tendencia superior cuando se emplea SID y, además, mejora la variabilidad del comportamiento del material. Por esta razón, también consideramos que VITA ENAMIC® debe ser cementado mediante el sellado inmediato de la dentina.
- Para la resina nanocerámica Lava™ Ultimate tanto la técnica de cementado convencional como el sellado inmediato de la dentina son válidas para su uso clínico.





# Conclusiones





Tras el ensayo de carga estática realizado sobre materiales de restauración CAD-CAM propuestos para restauraciones parciales en el sector posterior de la boca, y teniendo en cuenta las limitaciones que los estudio in vitro suponen, alcanzamos las siguientes conclusiones.

## **1. CONCLUSIONES RESPECTO AL OBJETIVO GENERAL (TÉCNICA DE CEMENTADO).**

1.1 El protocolo de cementado presenta una influencia significativa en el comportamiento de la cerámica de disilicato de litio IPS e.max CAD®. Su resistencia a la fractura aumenta con el uso de la técnica de cementado de sellado inmediato de la dentina. El empleo de este protocolo reduce la variabilidad de las muestras de este material y mejora su predictibilidad.

1.2 El material híbrido VITA ENAMIC® se ve influenciado por el protocolo de sellado inmediato de la dentina: reduce su variabilidad y aumenta la predictibilidad del material, aunque no presenta influencia en su resistencia a la fractura.

1.3 Los materiales VITA SUPRINITY® y Lava™ Ultimate, no presentan una influencia de la técnica de cementado en la resistencia a la fractura tras el ensayo de compresión estático. Ambos protocolos de cementado proporcionan a estos materiales una resistencia a la fractura que podemos considerar clínicamente adecuada.

## **2. CONCLUSIONES RESPECTO A LOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS:**

2.1 Conclusiones respecto al ensayo de resistencia de compresión.

2.1.1 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 protocolo de sellado inmediato de la dentina. Estos resultados pueden establecer una recomendación clínica para este material.

2.1.2 Todos los valores obtenidos en este estudio, para todos los grupos de materiales estudiados, presentan una resistencia superior a la fuerza media que se ejerce en el aparato estomatognático, incluso en pacientes con hábitos parafuncionales. De este modo, concluimos que todos los materiales analizados están indicados para su uso como material de restauración parcial del sector posterior.

2.2 Conclusiones respecto al tipo de fractura.

Respecto al estudio de microscopía óptica, un 46,7 % de los especímenes presentaron una fractura cohesiva y el 53,33 % de los especímenes restantes

presentaron un fallo tipo mixto. No se observaron fallos puramente adhesivos en ningún espécimen testado. La composición del material estudiado presenta diferencias en el patrón de fractura tras el ensayo de resistencia a la compresión. Los materiales cerámicos IPS e.max CAD® y VITA SUPRINITY® presentaron una fractura en forma radial. Sin embargo, los materiales híbridos VITA ENAMIC® y Lava™ Ultime presentaban una indentación en su superficie previa a la fractura radial del material.

# 8

## Bibliografía





- A -

Abboud M, Stark H. All-ceramic restorations in the front and posterior region. *Quintessence* 2003; 54: 1295-302.

Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of Ceramic onlays: a systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2018; 30 (3): 193-215.

Abrahamsen TC. The worn dentition: Pathognomonic patterns of abrasión and erosion. *Int Dent J*. 2005; 55 (4 Suppl 1): 268-76.

Abu-Izzie FO, Ramon, G, Borges A, Anami L.C, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop Ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018; 34: 1401-1409.

Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherione E, Cerutti A. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent* 2009; 37 (8): 610-5.

Ahlers MO, Morig G, Blunck U, Hajto J, Pröbster L, Frankenberger R. Guidelines for the preparation of CAD/CAM Ceramic inlays and partial crowns. *Int J. Comput. Dent* 2009; 12: 309-25.

Al-Akhali M, Sad Char M, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of Ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *J Mech Behav. Biomed Mater* 2017; 74:245-50.

Al-Akhali M, Kern M, Elsayed A, Samran A, Char MS. Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2019 Apr; 121 (4): 644-650.

Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *J. Prosthodont*: 2008; 17: 120-4.

Alexandre RS, Araújo TSB, Chessa TM, Santos ES, Cunha FP, Nóbrega AS. A clinical view of the main steps of tooth/composite resin adhesion techniques. *J Clin Rest* 2017; 14: 51-61.

Albers H. *Odontología estética. Selección y colocación de materiales*. Barcelona: Labor 1988.

AlShaafi MM, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of exposure time on the polymerization of resin cement through Ceramic. J adhes Dent. 2014; 16 (2): 129-35.

Ashizula M, Kyojara H, Okuno T, Kubta Y. Fatigue behavior of tetragonal zirconio polycrystals (Y-TZP) containig 2 and 4 mol % Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (part 2). J Ceram Soc Jpn Inter Ed. 1988; 96: 731-6ortor

Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished Surface finishes on the compressive fracture strength of machinable Ceramic materials. Dent Mater.J. 2010; 29: 661-7

Alvarez-Fernandez MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. General features and properties of metal-free ceramics restorations. RCOE, 2003; 8 (5): 525-46.

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

Awada D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD-CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. J Prosthet Dent 2015; 113:534-40.

- B -

Barkmeier WW. Current status of adhesives in dentistry. Dunctional aesthetics adn restorative dentistry 2008; 17: 2(1): 216.

Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP,RekBow ED, stappert CF. Reliability and failure modes of implant supported zirconium-oxide fixed dental protheses related to veneering techniques. J DEnt. 2011; 39: 489-98.

Belli R, et al. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composite for dental restorations. Dent Mater (2014)

Behr M, Rosentrirr M, Handel G. Fibber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. Int J Prosthodont. 2003; 16 (3): 239-43.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J 2008; 204: 505-11.

Besek M, Mörmann WH, Persi C, Lutz F. The curing of composites under ceramic inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1995; 105: 1123-28.

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

Brännström M, Johnson G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1974; 31, 422-30.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003; 89 (3): 268-74.

Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont*. 2009; 18: 649-55.

Bowen RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963; 66: 57-64.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces. *J Dent Rest* 1955; 34: 849-53.

Bueno, R.P.; Salomone, P.; Villetti, M.A.; Pozzobon, R.T. Effect of bleaching agents on the fluorescence of composite resins. *Eur. J. Esthet. Dent*. 2013, 8, 582-591

Burke FJ. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *J Esthet Restor Dent* 2012; 24: 257-65.

- C -

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

Carrilho E, Cardoso M, Ferreira M.M, Marto CM, Paula A, Coelho AD. 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability. A systematic review. *Materials*. 2019; 12: 790.

Carvalho A, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 2014; 111 (4): 310-7.

Carvalho MA, Cardoso P, Fonseca I, Magne P. Significance of immediate dentin sealing and fowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesives systems. *J Esthet Restor Dent*. 2021; 1-11.

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: 165-73.

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. *Dent. Mater*. 2014; 30: 954-62.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc*. 2005 May; 136 (5):611-9.

Choi Y, Cho I. An effect of immediate dentin sealing on the shear bond strength of resin cemento to porcelain restoration. *J Adv Prosthodont*. 2010; 2: 39-45.

Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 2010; 26: 533-8.

Coldea A, Swain M, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent. Mater*. 2019; 29: 419-426.

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

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and Systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.

Cortina M, Fernandez P, Da Cunha S, Tavares J, Spohr AM, Gonzalez Mota E. Microtensile bond strength of CAD-CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Braz Oral Res*. 2017; 31: e109.

CRA Newsletter Volumen 16, Número 8, Agosto 2002.

**- D -**

Da Rosa PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM. 22 year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent. Mater.* 2011; 27: 955-63.

Dahl BL. Dentine/pulp reactions to full crown preparation procedures. *J Oral Rehabil.* 1977; 4 (3): 247-54.

Daronck M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res.* 2005; 84: 663-67.

Daronch M, Rueggerberg FA, Moss L, De Goes MF, Giudici R. Polymerization Kinetics of pre-heated composite. *J dent. Res.* 2006; 85: 38-43.

Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent* 2002; 30: 259-69.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature. Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007; 38 (9): 733-43.

Dietschi D, Argente A. A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion. Part I: concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive techniques. *Eur J Esthet Dent.* 2011; 6 (1): 20-33.

De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, et al. Microtensile bond strengths of one and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003; 16: 414-420.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014; 30 (5): 564-9.

Driscoll, C.F. Freilich M.A, Guckes A.D, Knoernschild K.L. McGarry T.J. Goldstein G, Goodacre C. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J. Prosthet. Dent.* 2017; 1: e1-e105.

Duarte S Jr, Freitas CR, Saad JR, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J. Prosthet Dent.* 2009; 102: 1-9.

Duarte S Jr, Sartori Nm, Sadan A, Phark JH. Adhesive resin cements for bonding esthetic restorations: a review. *QDJ.* 2011: 40-66.

Duarte S Jr, Sartori N, Phark JH. Ceramic-Reinforced polymers: CAD/CAM Hybrid restorative materials. *Curr Oral Health Rep.* 2016; 3: 198-202.

Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers: a retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II. *Clin Res. Int. J Prosthodon.* 2000; 13 (1): 9-18.

- E -

Edelhoff D, Marx R, Abuzayeba M, Yildirim M, Spiekermann H, Sorensen JA. Adhesive bond strength between resin cements and hig-strength Ceramics. *J Dent Res.* 2000; 79: 618.

Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002; 87 (5): 503-509. Edelhoff a.

Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002; 22 (3):241-9. PMID: 12186346. Edelhoff b.

Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. *J Am Dent Assoc.* 2011; 142 (2): 14S-9S.

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res.* 1970; 49, 1359-68.

El Zawi H, Kaizer M, Changhthai 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 treatment. *J Adhes. Dent.* 2014 Dec; 16 (6): 531-40.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016 Jul; 32 (7): 908-14.

Erdermir U, Yildiz E, Kilic I, Yucel T, Ozel S. The efficacy of three desensitizing agents used to treat dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141 (3): 285-96.

Esteves-Salgado V, Ferreira G, Schneider LF, Moraes R, Cavalcante L. Does translucency influence cure efficiency and color stability of resin-based composites? *Dent. Mater* 2018; 34: 957-966.

Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two Ceramic Crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2010; 103: 80-90.

### - F -

Fabbri, G.; Zarone F.; Dellificorelli G.; Cannistraro G.; De Lorenzi M.; Mosca A. 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, 1-15.

Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburguer A, Krall C, Freudenthaler J. Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 204-10.

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

Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent.* 2013; 26: 115-20.

Feitosa VP, Medina ADC, Puppim-Rontani RM, Correr- Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Effect of resin coat technique on bond strength of indirect restorations after thermal and cyclic load. *Bull Tokyo Dent Coll* 2010; 51: 111-118.

Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent* 2007; 32: 251-60.

Ficha técnica IPS e.max CAD: [www.ivoclarvivadent.com](http://www.ivoclarvivadent.com)



Ficha Técnica VITA SUPRINITY: [www.vita-zahnfabrik.com](http://www.vita-zahnfabrik.com)

Ficha Técnica VITA ENAMIC: [www.vita-zahnfabrik.com](http://www.vita-zahnfabrik.com)

Ficha técnica Lava Ultimate: [www.3m.com](http://www.3m.com)

Fleming GJ, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res* 2006; 85: 272-6.

Fons A, Solá MF, Martínez A, Casas J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE*. 2001; 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.

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Tenique sensitivity of dentil Bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000; 25:324-30.

Frattes FC, Augusto MG, Torres CRG, Pucci CR, Borges AB. Bond strength to eroded enamel and dentin using a universal adhesive system. *J Adhes Dent* 2017; 19: 121-7.

Fron Chabouis H, Prot C, Fonteneau C, Nasr K, Chabreron O, Cazier S, Moussally C, Gaucher A, Khabthani B, Boyer R, Leforestier JF, Caumont-Prim A, Chemla F, Maman L, Banet C, Attal JP. Efficacy of composite versus Ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. 2013; 14: 278.

- G -

Gehrt M, Wolfart S, Radai N, et al. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 275-284.

Gil-chavarria I, García-García R, Reyes-Gasga, J. Comportamiento estructural de la unión esmalte-dentina en dientes humanos: un modelo mecanico-funcional. *Acta Microscopica*. 2006; 17 (1): 34-47.

Golberg J, Güth J, Magne P. Composite Resin Overlays Bonded with light- and dual polymerizing luting resins. *J Adhes Dent*. 2016; 18: 341-48.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and cerami-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015; 28 (3): 227-35.

Gresnigt M, Özcan M, Van Den Houten M, Schipper L, Cune M. Fracture strength, failure type and weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater.* 2016; 32: 607-614.

Groten M, Huttin F. The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 429-31.

Grüngör MB, Nemli SK. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic Ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *J Prosthet. Dent.* 2018; 119: 473-80.

Guess, P.C.; Strub, J.R.; Steinhart, N; Wolkewitz, M; Stappert, C.F.J. All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J. Dent.* 2009; 37, 627-637.

Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodont Restorat Dent* 2013; 33: 31-9.

Guess, P.C.; Schultheis, S.; Wolkewitz, M.; Zhang, Y.; Strub, J.R. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J. Prosthet. Dent.* 2013, 110, 264–273.

Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmermayr M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J.* 2013; 32 (6): 865-71.

- H -

Haller B, Hassner K, Moll K. Marginal adaptation of dentin bonded Ceramic inlays: effects of Bonding systems and lutting resin composites. *Oper Dent.* 2003; 28 (5): 574-84.

Hanaizumi Y, Kawano Y, Ohshima H, Hoshino M, Takeuchi K, Maeda T. Three dimensional direction and interrelationship of prisms in cuspal and cervical enamel of dog tooth. *Anat. Rec.* 1998; 252 (3): 355-368.

Hauptman H. Mechanical properties of all Ceramic zirconio protheses. J Dent Res. 2000; 79: 507.

Hashimoto M, Ito S, Tay FR. Fluid movement across the resin dentin interface during and asfter Bonding. J Dent Rest. 2004; 83: 843-848.

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.

Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Vila J, Barjau A, Fos P. Resinas compuestas. Revision de los materiales e indicaciones clínicas. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006; 11: E215-20.

Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzemberger F, Hickel R, Kunzelmann K. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM Ceramic and nanoceramic composite oclusal veneers. 2019; 35: 1370-1377.

Heintze DF, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of Ceramic and antagonist-a systematic evaluation of influencing factors in vitro. Dent Mater. 2008; 24: 433-49.

Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dent Mater. 2006; 22: 712-34.

Hironaka NGL, Ubaldini ALM, Sato F, Giannini M, Terada RSS, Pascotto RC. Influence of immediate dentin sealing and interim cementation on the adhesion of indirect restorations with dual-polymerizing resin cement. J Prosthet Dent. 2018; 119 (4): 678.e1-678.e8.

Hofsteenge JW, Hogeveen F, Cune MS, Gresnigt MMM. Effect of immediate dentin sealing on the aging and fracture strength of lithium disilicate inlays and overlays. J Mech Behav Biomed Mater. 2020; 110: 103906.

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

Holmer L, Othman A, Lührs AK, von See C. Comparison of the shear bond strength of 3D printed temporary bridges materials, on different types of resin cements and Surface treatment. J Clin Exp Dent. 2019; 11 (4): e367-e372.

Hopp, CD, Land MF. Considerations for Ceramic inlays in posterior teeth: a review. Clin. Cosmet. Investig. Dent. 2013; 5: 21-32.

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

- I -

Ishii N, Maseki T, Nara Y. Bonding state of metal-free CAD/CAM onlay restoration after cyclic loading with and without immediate dentin sealing. Den Mater. 2017; 36: 357-367.

Islam MR, Takada T, Weerasinghe DS, Uzzaman MA, Foxton RM, Nikaido T, Tagami J. Effect of resin coating on adhesion of composite crown restoration. Dent Mater J 2006; 25: 272- 279.

- J -

Johnson GH, Lepe X, Patterson A, Schäfer O. Simplified cementation of lithium disilicate crowns: retention with various adhesive resin cement combinations.

J Prosthet Dent. 2018; 119: 826-32.

- K -

Kameyama A, Bonroy K, Elsen C, Lührs AK, Suyama Y, Peumans M, Van Meerbeek B, De Munck J. Luting of CAD/CAM Ceramic inlays: direct composite versus dual-cure luting cement. Biomed Mater Eng. 2015; 25 (3): 279-88.

Kelly JR, Nichimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.

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

Kelly JR, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. J Prosthet Dent 2010;104:228-238.

Kenshima S, Resis A, Uceda-Gomez N, Tancredo L, Filho LE, Nogueira FN. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. J Adh. Dent. 2005; 7 (2): 117-126.

Kern M. fifteen-year survival of anterior all-ceramic cantiléver resin-bonded fixed dental prostheses. *J Dent.* 2017; 56: 133-135.

Kim KH, Ong JL, Okuna O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet. Dent.* 2002; 87: 642-49.

Kittl, P, Diaz, G. Weibull's fracture statistics, or probabilistic strength of materials: State of the art. *Res. Mech.* 1988, 24, 99-207.

Koodaryan R, Hafezeqoran A, Poursoltan S. Effect of dentin Surface roughness on the shear bond strength of resin bonded restorations. *J Adv Prosthodont* 2016; 8: 224-8.

Kramer N, Reinelt C, Richter G, Frankerberger R. Four year clinical performance and marginal analysis of pressed glass Ceramic inlays luted with ormocer restorative vs. Conventional luting composite. *J DEnt* 2009; 37: 813-819.

- L -

Lagos Flores E, Solá-Ruiz MNF, Román Rodríguez JL, Granell Ruiz M. Estudio clínico longitudinal de los punetes IPS empress 2: Resultados a los seis años. *Rev Int Prot Estomatol* 2007; 9: 199-206.

Langeland K, Langeland LK. Pulp reactions to cavity and Crown preparation. *Aust Dent J.* 1970; 15 (4): 261-76.

Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014; 33 (5): 705-10.

Larsson C, vult Von Steyern P. Implant supported full-arch zirconia-based mandibular fixed dental prostheses. Eight-year results from a clinical pilot study. *Acta Odontol Scand* 2012; 71:1118-22.

Lawson N, Bansal R, Burgess J. Wear, strength, modulus and hardness of CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016; 23: e275-83.

Lawson NC, Jurado CA, Huang CT, Morris GP, Burgess JO, Liu PR, Kinderknecht KE, Lin CP, Givan DA. Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont* 2019; 28: 659-65.

Lee Y, Kim JH, Woo JS, Yi YA, Hwang JY, Seo DG. Analysis of self-adhesive resin cement microshear bond strength on leucite-reinforced glass-ceramic with/without pure silane primer or universal adhesive surface treatment. *BioMed Res Int.* 2015; 361893.

Leesungbok R, Lee S, Park S, Lee SW, Lee DY, Im BJ, Ahn S. The effect of IDS on dentin bond strength under various thermocycling periods. *J Adv Prosthodont.* 2015; 7: 224-32.

Lenon A, Buchalla W, Switalski L, Stookey G. Residual caries detection using visible fluorescence. *Caries Res.* 2002; 36: 315-319.

Lima, FF, Neto CF, Rubo JH, Santos GC Jr, Moraes Coelho Santos MJ. Marginal adaptation of CAD-CAM onlays: Influence of preparation design and impression technique. *J Prosthet Dent.* 2018; 120 (3): 396-402.

Lucey S, Lynch CD, Ray NJ, Burke FM, Hannigan A. Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *J Oral Rehabil.* 2010; 37 (4): 278-82.

Lui Y, Lui G, Wang Y, Shen JZ, Feng H. Failure Modes and fracture origins of porcelain veneers on bilayer dental crowns. *Int J Prosthodont* 2014; 27: 147-50.

### - M -

Ma L, Guess PC, Zhang. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013; 29: 742-51.

Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition-A biomimetic approach. 2002 Quintessence Publishing Co. Chicago, IL 52.

Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17: 144-54.

Magne P, Kim TH, Cascone D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent.* 2005 Dec; 94 (6): 511-9.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010 Sep; 104(3):149-57.

Magne P, Razaghy M, Carvalho MA, Soares LM. Luting of inlays, onlays and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *Int J Esthet Dent* 2018; 13:318-332.

Makishi P, André CB, Silva JL, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M. Effect of storage time on bond strength performance of multimode adhesives to indirect resin composite and lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*. 2016;41(5):541-51.

Malament KA, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Eckert S, Weber HP. Ten-year survival of pressed, acid etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. *J Prosthet Dent*. 121: 782: 790.

Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):311-32.

Massironi D, Pascetta R, Romero G. Precision in dental esthetics. Clinical and laboratory procedures. Milan: Quintessence SL. 2004)

McHorris WH. Occlusion with particular emphasis on the functional and parafunctional role of anterior teeth. Part 1. *J Clin Orthod*. 1979; 13 (9): 606-20.

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

Mesko ME, Sarkis-Onofre R, Cenci M, Opdam NJ, Loomans B, Pereira-Cenci T. Rehabilitation of severely worn teeth: a systematic review. *J Dent*. 2016; 48: 9-15.

Meyer A Jr, Cardoso LC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent*. 2003; 15 (6): 338-52

Mina Nr, Baba NZ, Al-Harbi FA, Elgezawi MF, Daou M. The influence of simulated aging on the color stability of composite resin cement. *J Prosthet Dent*. 2019 Feb; 121 (2): 306-310.

Mine A, De Munck J, Cardoso V. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dent Mater*. 2014; 30 (10): 1147-1153.

Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of overlays: a systematic review and metaanalysis. *J Dent Rest.* 2016; 95 (9): 985-94.

- N -

Nakabayashi N. Resin reinforce dentine due to infiltration of monomers into dentine at the adhesive interface. *J Jpn Dent Mater* 1982; 1: 78-81.

Nawrocka A, Lukomska M. Extracted human teeth and their utility in dental research. Recommendations on proper preservation: a literature review. *Dent Med Probl.* 2019; 56: 185-190.

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

Normativa ISO 6872. Dentistry-Ceramic Materials; International Organization for Standards: Geneva, Switzerland, 2008.

Normativa ISO 20501. Weibull statistics for strength data; International Organization for Standards: Geneva, Switzerland, 2003.

- O -

Oliveira L, Mota EG, Borges GA, Burnett LH, Spohr AM. Influence of immediate dentin sealing techniques on cuspal deflection and fracture resistance of teeth restored with composite resin inlays. *Oper Dent.* 2014; 39 (1): 72-80.

Öpdam N, Frankenberger R, Magne P. From 'direct versus indirect' toward an integrated restorative concept in the posterior dentition. *Oper Dent.* 2016 Sept; 41 (S7): S27-S34.

Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009; 37: 731-6.

Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GA, Bottino MA. Effect of Surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent. Mater.* 2007; 23 (10): 1276-1282.



Özcan M, Koolman C, Aladag A, Dündar M. Effects of different Surface conditioning methods on the bond strength of composite resin to amalgam. Oper Dent. 2011; 36 (3): 318-25.

- P -

Padrós Fradera W, Padrós Serract A, Manero Planella JM. Los fastidiosos enigmas de la adhesión dentinaria (nuevas reflexiones). Ideas y trabajos Odontoestomatológicos 2000; 1 (1): 8-37

Padrós Serrat JL, Monterrubio Berga M, Padrós Cruz, E. Adhesivos autograbantes. ¿Grabar o no? RCOE 2003; 8 (4): 367-375.

Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos K, Koidis P. Color stability of lithium disilicate Ceramics after aging and immersion in common beverages. J Prosthet Dent 2018; 119: 632-42.

Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Oper Dent. 1992; 17: 13-20.

Pashley D, Tay F, Breschi L et al. State of the art Etch-and-rinse adhesives. Dent Mater 2011; 27: 1-16.

Pecho O, Ghinea R, Ionescu A, Cadona JC, Paravina R, Perez MM. Color and translucency of zirconia Ceramics, human dentine and bovine dentine. J Dent. 2012; 40: e34-e40.

Perdigao J. Universal adhesives. J esthet Restor Denti. 2015; 27: 331-4.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for Ceramic inlays. J Adhes Dent. 2010; 12 (2): 151-61.

Piemjai M, Arksomnukit M. Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. J Prosthodont 2007; 16; 457-64.

Pospiech P. All-ceramic crowns: Bonding or cementing. Clin oral invent. 2002; 6: 189-97.

Preis V, Behr M, hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLR molar crowns. *Dent Mater.* 2015 Nov ; 31 (11): 1363-9

- Q -

Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Prosthodont Res* 2016; 60(4): 240-249.

Quinn, J.; Quinn, G. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent. Mater.* 2010, 26, 135–147.

- R -

Reboul T, Hoang Thaï HA, Cetik S, Atash R. Comparison between shear forces applied on the overlay-dental tissue interface using different bonding techniques: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018; 18 (3): 212-18.

Reich S, Fischer S, Sobotta B, KlapperH, 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.

Reis A, Grandi V, Carlotto L. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent.* 2005; 33 (7):549-559

Ren L, Li M, Pan Y, Meng X. Influence of polishing methods on the bonding effectiveness and durability of different resin cements to dentin. *BioMed. Res. Inter.* 2018, 00,1-9.

Rey-Duro F, Andrade J, Duarte S Jr. Fluorescence: Clinical evaluation of new composite resin. *QDT.* 2012: 1-12.

Ribeiro JC, Coelho PG, Janal MN, Silva NR, Monteiro AJ, Fernandes CA. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *J Dent* 2011; 39: 255-62.

Rigos A, Dandoulaki C, Kontonasaki E, Kokoti M, Papadopoulou L, Koidis P. Effect of immediate dentin sealing on the bond strength of monolithic zirconia to human dentina. *Oper Dent.* 2019; 44: E167-E179.

Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *Br Dent J.* 2011; 22; 211 (2): 63-7.

Robin C, Scherrer SS, Wiskott HWA, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of resin composite bond strength to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater.* 2002; 18: 389-395.

Roipaibool T, Leevailoj C. Fracture resistance of lithium disilicate ceramics bonded to enamel or dentin using different resin cement types and film thicknesses. *J Prosthodont* 2017; 26: 141-9.

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, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Amigó-borras V, Busquets-mataix D, Vicente-Escuder A. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cement.s *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009; 1; 14: e95-100.

Román-Rodríguez JL, Martínez González A, Amigó Borrás V, Labaig Rueda C, Solá Ruiz M<sup>a</sup> 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, Alonso-Perez-Barquero J, Bruguera-A A, Agustín-Panadero R, Fons-Font A. Cleaning and retreatment protocol for a debonded ceramic restoration. *J Clin Exp Dent.* 2015. 7 (1): e60-2.

- 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: 343-9.

Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPS)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015 Jun; 31(6): 603-23.

Sahin C, Cehreli ZC, Yenigul M, Dayangac B. In-vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dent Mater J.* 2012; 31: 401-8.

Saldarriaga O, Peláez Echevarría A. Resinas compuestas: restauraciones adhesivas para sector posterior. *CES Odontología* 2003; 16 (2): 57-60.

Saker S, El-Kholany N, Sakrana A, Maria OM. Effect of different dentin cleaning techniques on bond strength and the micromorphology of dentin/self-adhesive resin cement interface. *J Prosthet Dent*. 2014; 29: S0022-3913 (14) 00107-3.

Salz S, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesives systems. *J adhes Dent* 2005; 7: 107-16.

Santos MK, Bapoo H, Rizkalla AS, Santos GC. Effect of dentin-cleaning techniques on the shear bond strength of self-adhesive resin luting cement to dentin. *Oper Dent*. 2011; 36: 512-20.

Saridag S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture Resistance of Teeth Restored With All-ceramic Inlays and Onlays: An In Vitro Study. *Oper Dent* 2013; 38 (6): 626-34.

Sarikaya M. An introduction to biomimetics: a structural viewpoint. *Microsc. Res. Tech.* 1994; 27: 360-375.

Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015; 31(8): 907-15.

Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018; 119 (4): 593-99.

Sensi L, Marson F, Roesner T, Baratieri LN, Monteiro S Jr. Fluorescence of composite resins: clinical considerations. *QDT* 2006: 1-11.

Sezinando A. Looking for the ideal adhesive. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2014; 55 (4): 194-206.

Shafiei F, Aghaei T, Jowkar Z. Effect of proanthocyanidin mediated immediate and delayed dentin sealing on the strength of premolars restored with composite resin inlay. *J Clin Exp Dent*. 2020; 12 (3): e235-41.

Sharma A, Abraham D, Gupita A, Singh A, Sharma N. Comparative evaluation of the marginal fit of inlays fabricated by conventional and digital impression techniques: a stereoscopic study. *Contemp Clin Dent*. 2020. Jul-Sep; 11 (3): 237-244.

Sibuya K, Ohara N, Ono S, Matzuzaki K, Yoshiyama M. Influence of 10-MDP concentration on the adhesion and physical properties of self-adhesive resin cements. *Restor Dent Endod*. 2019; 44: e45.

Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Meck Behav. Biomed Mater*. 2017; 74: 342-48.

Sigal M.J; Aubin, A.R; Cate T; Pitaru S. The odontoblast process extends to the dentinoenamel junction: an immunocytochemical study of rat dentin. *The journal of histochemistry and cytochemistry*. 1984; 32 (8): 872-877.

Sigal MJ, Aubin JE, Ten Cate AR. An immunocytochemical study of the human odontoblast process using antibodies against tubulin, actin, and vimentin. *J. Dental R*. Dec. 1985; 64 (12): 1348-55.

Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Rest*. 1983; 62: IADR Abstr 1099.

Sjögren G, Molin M, Can Dijken J.W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM- manufactured (cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J. Prosthodont*. 2004; 17: 241-246.

Schlichting L, Pires H, Baratieri LN, Magne P. Novel-Design Ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneer for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*. 2011; 105: 217-226.

Soares C, Pereira J, Souza S, Menezes M, Armstrong S. The effect of prophylaxis method on microtensile bond strength of indirect restorations to dentin. *Oper Dent* 2012; 37: 602-9.

Soares MA, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent. Mater*. 2018; 34: 587-97.

Solá-Ruiz MF, Lagos-Flores E, Román-Rodríguez JL, Highsmith Jdel R, Fons-Font A, Granell-Ruiz M. Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10- year prospective study. *Int J Prosthodont*. 2013; 26 (2): 175-180.

Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014 Nov-Dec; 26 (6): 382-93.

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

Spreafico RC. Composite resin rehabilitation of eroded dentition in a bulimic patient: a case report. *Eur J Esthet Dent*. 2010; 5 (1): 28-48.

Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Mar; 55: 1-11.

Suk-Ho Kang, J.; Chang, H.; Son, H.H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Rest. Dent. Endod*. 2013, 38, 134-140.

Sulaiman TA. Materials In digital dentistry- A review. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32: 171-181.

Suzuki S, Leinfelder KF, Shinkai K. Wear resistance of resin cements, *Am J Dent*. 1995; 8: 83-87.

- T -

Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesive become too hydrophilic?. *J Can Dent Assoc*. 2003; 69: 726-31.

Tekçe, N.; Tuncer, S.; Demirci, M. The effect of sandblasting duration on the bond durability of dual cure adhesive cement to CAD/CAM resin restoratives. *J. Adv. Prosthodont*. 2018, 10, 211-217.

Ten Cate Ar. *Histología Oral*. Ed. Panamericana. 1986.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconio based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2001; 14: 231-8

- U -

- V -

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. Vailati a.

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 b.

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 c.

Vailati F, Belser UC. Classification and treatment of the anterior maxillary dentition affected by dental erosion: the ACE classification. Int J PERiodontics Restorative Dent. 2010 Dec; 30 (6): 559-71

Van Der Breemer, Özcan M, Cune M, Van Der Giezen R, Kerdijk W, Gresnigt M. Effect of immediate dentine sealing on the fracture strength of lithium disilicate and multiphase resin composite inlay restorations. J Mech. Behav. Biomed. Mater. 2017; 72: 102-109.

Van Der Breemer C, Özcan M, Cune M, Ayres AP, Van Meerbeek B, Gresnigt M. Effect of immediate dentin sealing and Surface conditioning on the microtensile bond strength of resin-based composite to dentin. Oper Dent. 2019; 44: E289-E298.

Van Der Breemer C, Buijjs G, Cune M, Özcan M, Kerdijk W, Van der MAde S, Gresnigt M. Prospective clinical evaluation of 756 partial glass-ceramic posterior restorations luted using photo-polymerized resin composite in conjunction with immediate dentin sealing. Clin Oral Invest. 2021; 25: 1463-73.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A. A systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 2007; 28: 3757-85.

Van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P. Adhesion to enamel and dentina: current status and future challenges. Oper Dent. 2003; 28: 215-35.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Den Mater* 2011; 27: 17-28.

Vega del Barrio JM. Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo. *RCOE* 2005; 10:529-39.

Veneziani M. Posterior Indirect adhesive restorations: updated indications and the morphology driven preparation technique. *Int. J. Esthet Dent*. 2017; 12: 2-28.

Venturini AB, Prochnow C, Pereira G, Segala R, Kleverlaan C, Valandro LF. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials for CAD-CAM monolithic restorations. *Dent Mater*. 2019; 35 (4): 534-542.

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: 113-7.

Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 306-12.

- W -

Waltimo, A.; Nystrom, M.; Kononen, M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand. J. Dent. Res*. 1994, 102, 92-96.

Wendler, M.; Belli, R.; Valladares, D.; Petschelt, A.; Lohbauer, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent. Mat*. 2018, 34, 910-921.

Wood I, Jawad Z, Paisley C, Bruton P. Non-cariou cervical tooth Surface loss: a literatura review. *J Dent*. 2008; 36: 759-66.

- X -

Xu HH. Dental composite resin containing silica-fused Ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res*. 1999; 78: 1304-11.



## - Y -

Yildiz, C.; Akoglu-Vanlioglu, B.; Evren, B.; Uludamar, A.; Kulak-Ozkan, Y. Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *J. Prosthodont.* 2013, 22, 537-542.

Yin M, Luo X, Yao H, Liu X. Comparison of shear bond strength of different resin cements to ceramic and dentin. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2009; 4: 113-6.

Yoshihara, K.; Nagaoka, N.; Sonoda, A.; Maruo, Y.; Makita, Y.; Okihara, T.; Irie, M.; Yoshida, Y.; Van Meerbeek B. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent. Mater.* 2016, 32, 1218-1225.

Yoshihara, K.; Nagaoka, N.; Maruo, Y.; Nishigawa, G.; Irie, M.; Yoshida, Y.; Van Meerbeek, B. Sandblasting may damage the Surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent. Mat.* 2017, 33, 124-135.

Yuan K, Niu C, Xie Q, Jiang W, Gao L, Huang Z, Ma R. Comparative evaluation of the impact of minimally invasive preparations vs. Conventional straight-line preparation on tooth biomechanics; a finite element analysis. *Eur J Oral Sci* 2016; 124: 591-96.

## - Z -

Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused to metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011; 27: 83-96.

Zaslansky P, Zabler S, Fratzl P. 3D Variations in human Crown dentin tubule orientation: a phase-contrast microtomography study. *Dent Mater.* 2010 Jan; 26 (1): e1-10.

Zhang, Y; Chai, H.; Lee, J.J.; Lawn, B.R. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J. Dent. Res.* 2012, 91, 311-315.

Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014; 30: 1195-1203.

Zimmer S, Göhtlich O, Rütermann S, Lang H. Long term survival of Cerec restoration: a 10 years study. *Oper Dent.* 2008; 33 (5): 484-87.



**Anexo**





## 9.1 CONSENTIMIENTO INFORMADO ENTREGADO A LOS PACIENTES.

---

### DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO Y COMPROMISO DE CONFIDENCIALIDAD

#### 1. INFORMACIÓN AL SUJETO DE EXPERIMENTACIÓN.

El proyecto de investigación para el cual le pedimos su participación se titula: “Estudio in vitro de la resistencia a la fractura mediante carga estática de materiales de restauración CAD- CAM para el sector posterior: influencia del tipo de material y la técnica de adhesión.”

Para que usted pueda participar en este estudio es necesario contar con su consentimiento, y que conozca la información básica necesaria para que dicho consentimiento pueda considerarse verdaderamente informado. Por ello, le ruego que lea detenidamente la siguiente información. Si tuviera alguna duda exprésela, antes de firmar este documento, al investigador principal del proyecto, bien personalmente, bien a través del teléfono o por correo electrónico. Los datos del investigador principal del proyecto aparecen también en el presente documento.

La información básica que debe conocer es la siguiente:

##### a) Objetivo del estudio:

El objetivo principal de este estudio es evaluar el comportamiento de materiales de restauración para el sector posterior (IPS E.max CAD®, Lava Ultimate®, Vita Enamic® y Vita Suprnity®) mediante un ensayo in vitro de compresión estática hasta la fractura. Cada material será cementando sobre un molar mediante dos protocolos de adhesión diferentes, la técnica convencional y la técnica del sellado inmediato de la dentina.

##### b) Metodología para utilizar para el estudio, tipo de colaboración que se espera de usted y duración de dicha colaboración:

Se emplearán terceros molares indicados para extracción dentaria (malposición dentaria, caries, lesión de tejidos orales...). Cada paciente firmará el consentimiento informado previo tratamiento. Se realizará la extracción de los molares y éstos, serán almacenados en un bote común, en suero fisiológico, sin identificación ni correlación con el paciente. La muestra de esta investigación consiste en un disco de los materiales seleccionados que se cementará sobre los molares extraídos, previamente tallados.

c) Beneficios que se espera obtener con la investigación:

La finalidad de este estudio es obtener una mayor comprensión de la influencia que la técnica de cementado tiene sobre la resistencia de los materiales, y con ello, poder obtener aportaciones clínicas que mejoren nuestros protocolos de adhesión de restauraciones parciales cad-cam.

d) Consecuencias de la no participación:

Su participación en este estudio es totalmente voluntaria y no recibirá remuneración alguna. Como paciente, el rechazo a participar no supondrá ninguna penalización o ni afectará en modo alguno a la calidad de la asistencia sanitaria que reciba ni en la relación con las personas que le propusieron participar en ella.

e) Posibilidad de retirada en cualquier momento y consecuencias:

Usted puede retirarse del proyecto en cualquier momento firmando la revocación del consentimiento que se incluye al final del documento. Su retirada no tendrá ninguna consecuencia negativa para usted, y será aceptada sin problemas por el equipo investigador.

f) ¿Quién ha financiado el estudio? ¿Qué institución lo realiza?:

El presente estudio es financiado y realizado en el Servicio de Prostodoncia y oclusión del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

g) Previsión de uso posterior de los resultados:

Los resultados se utilizarán con fines de investigación y publicación científica (artículos científicos y la realización de una tesis doctoral).

h) Equipo investigador está compuesto por:

- Investigador principal: Georgina García Engra,  
Profesora Asociada del Departamento de Prostodoncia y Oclusión.
  
- Investigador 2: Lucía Fernández de Estevan,  
Profesora Asociada del Departamento de Prostodoncia y Oclusión.
  
- Investigador 3: Juan Luís Román Rodríguez,  
Profesor Asociado del Departamento de Prostodoncia y Oclusión.
  
- Investigador 4: Antonio Fons Font,  
Profesor titular del Departamento de Prostodoncia y Oclusión.

i) Datos de contacto del investigador principal para aclaraciones o consultas:

Si tiene alguna duda o no entiende este texto consulte antes de firmar el documento con la Prof. Georgina García Engra o con el nº de teléfono 963864034, que es la odontóloga responsable de esta investigación y le puede preguntar cualquier duda o problema que tenga relacionado con este estudio o consulte con sus familiares y, finalmente, si está de acuerdo firme este consentimiento.

j) El proyecto se realizará siguiendo los criterios éticos internacionales recogidos en la Declaración de Helsinki.

## 2. COMPROMISO DE CONFIDENCIALIDAD.

### a) Medidas para asegurar el respeto a la vida privada y a la confidencialidad de los datos personales:

Se han adoptado las medidas oportunas para garantizar la completa confidencialidad de los datos personales de los sujetos de experimentación que participen en este estudio, de acuerdo con la Ley De Protección de Datos de Carácter Personal (LOPD) 15/1999, de 13 de diciembre.

Toda la información obtenida (consentimiento informado firmado) será almacenada, de forma confidencial, en un carpesano en el Dpto de Prostodoncia y Oclusion de la Universitat de València. En ningún caso se le identificará en las publicaciones que puedan realizarse con los resultados del estudio. Sin embargo, esta información podrá ser revisada por el Comité Ético de Investigación Clínica de la Universidad de Valencia, así como por organismos gubernamentales competentes. Los molares extraídos no dispondrán de una correlación directa con el paciente al ser almacenados en un bote común sin identificación.

### b) Medidas para acceder a la información relevante para usted que surjan de la investigación o de los resultados totales:

Sepa que tiene derecho a acceder a la información generada sobre usted en el estudio. Contactando con la Profa. Georgina García, en el número de teléfono 963864034, podrá informarse de los resultados obtenidos.

### c) Medidas tomadas por tratarse de un estudio anonimizado:

Se ha establecido un sistema de anonimización efectivo que no permite la identificación posterior del sujeto. En ningún caso se juntarán los consentimientos otorgados, donde sí se identifica al sujeto, con los cuestionarios utilizados en el estudio. En el uso que se realice de los resultados del estudio, con fines de docencia, investigación y/o publicación, se respetará siempre la debida anonimización de los datos de carácter personal, de modo que los sujetos de la investigación no resultarán identificados o identificables.

**Fdo.: Georgina García Engra**

Profa. Asociada de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión.

Departamento de Estomatología.

Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Valencia.

## 3. CONSENTIMIENTO.

En el caso de que el sujeto de experimentación sea mayor de edad:

Don/Doña \_\_\_\_\_,  
 mayor de edad, titular del DNI: \_\_\_\_\_, por el presente  
 documento  
 manifiesto que:

En el caso de que el sujeto de experimentación sea menor de edad o incapaz  
 de obrar:

Don/Doña \_\_\_\_\_,  
 mayor de edad, titular del DNI: \_\_\_\_\_, padre,  
 madre, tutor legal de \_\_\_\_\_,  
 por el presente documento manifiesto que:

He sido informado/a de las características del Proyecto de Investigación titulado:  
*“Estudio in vitro de la resistencia a la fractura mediante carga estática de  
 materiales de restauración CAD-CAM para el sector posterior: influencia del  
 tipo de material y la técnica de adhesión”.*

He leído tanto el apartado 1 del presente documento titulado “información  
 al sujeto de experimentación”, como el apartado 2 titulado “compromiso de  
 confidencialidad”, y he podido formular las dudas que me han surgido al  
 respecto. Considero que he entendido dicha información.

Estoy informado/a de la posibilidad de retirarme en cualquier momento del  
 estudio. En virtud de tales condiciones, consiento participar en este estudio.

Y en prueba de conformidad, firmo el presente documento en el lugar y fecha  
 que se indican a continuación.

Valencia, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_.

Nombre y apellidos  
 del/de la participante:

Nombre y apellidos  
 del padre, madre o  
 tutor (en el caso de  
 menores o incapaces):

Nombre y apellidos del  
 investigador principal:

Firma:

Firma:

Firma:



Si el sujeto del estudio es un adolescente capaz intelectual y emocionalmente de entre 12 y 16 años debe de ser oída su opinión y autorizar su participación en el estudio firmando también este consentimiento. Cuando se trate de menores no incapaces ni incapacitados, pero emancipados o con 16 años cumplidos, no cabe prestar el consentimiento por representación y será el propio sujeto del estudio quien firmará el consentimiento (Ley 41/2002).

#### REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Revoco el consentimiento prestado en fecha \_\_\_\_\_ para participar en el proyecto titulado “\_\_\_\_\_” y, para que así conste, firmo la presente revocación.

Valencia, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_.

Nombre y apellidos  
del/de la participante:

Nombre y apellidos  
del padre, madre o  
tutor (en el caso de  
menores o incapaces):

Nombre y apellidos del  
investigador principal:

Firma:

Firma:

Firma:

## 9.2. CERTIFICADO DEL COMITÉ DE BIOÉTICA.

VNIVERSITAT  
DE VALÈNCIA Vicerectorat  
d'Investigació

**D. José María Montiel Company**, Profesor Contratado Doctor del departamento de Estomatología, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

**CERTIFICA:**

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 4 de abril de 2019, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

*“Estudio in vitro de la resistencia a la fractura mediante carga estática de materiales de restauración CAD-CAM para el sector posterior: influencia del tipo de material y la técnica de adhesión”, número de procedimiento H1542128153508,*

cuya responsable es Dña. Lucía Fernández de Estevan, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a ocho de abril de dos mil diecinueve.





"Estudio *in vitro* de la resistencia a la fractura mediante carga estática de materiales de restauración CAD-CAM para el sector posterior: Influencia del tipo de material y de la técnica de adhesión."

Georgina García Engra

