



Universidad  
Católica de  
Valencia  
San Vicente Mártir

Universidad Católica de Valencia

San Vicente Mártir

Facultad de Medicina y Odontología

# Grado en Odontología

Trabajo de Fin de Grado

## **LA INFLUENCIA DEL TIPO DE PREPARACIÓN EN LAS CARILLAS DE BIOPOLÍMERO REFORZADO CON GRAFENO. UN ESTUDIO *IN VITRO***

**Autor:**

Miguel Ángel Martínez Comes

**Director:**

Dr. Manuel Monterde Hernández



"Seas quien seas, sea cual sea tu posición social, sea alta o baja, ten siempre mucha fuerza y mucha determinación, hazlo todo con mucho amor y con mucha fe, que algún día llegarás a tu meta" Ayrton Senna.



## **AGRADECIMIENTOS.**

A mi padre y a mi madre, por la educación que me han brindado y el apoyo durante toda esta etapa.

A mi pareja, por sus innumerables muestras de apoyo.

Al Dr. D. Manuel Monterde Hernández, por sus consejos y orientación en el campo de la investigación.

A mis compañeros y amigos Pablo Marín Pérez y Francesco De Tursi Aparisi.

A Graphenano Dental y a la Dra. Karla Mora Barrios, por su colaboración y asesoramiento durante este estudio.



## RESUMEN

**Objetivos:** los objetivos de este estudio son: determinar la resistencia a la fractura de las carillas de biopolímero reforzado con grafeno según los distintos tipos de tallados y analizar el tipo de fractura y su localización.

**Material y métodos:** fueron diseñados mediante impresión 3D 15 dientes, partiendo de la base de un incisivo maxilar derecho. Fueron divididos en 3 grupos según los parámetros para preparación de carillas dentales establecidos: grupo 1 (ventana), grupo 2 (pluma), grupo 3 (overlap). Fueron elaboradas 5 carillas de biopolímero reforzado con grafeno para cada grupo, siguiendo las necesidades que presentaba cada modelo. Una vez cementadas se colocaron con una angulación de  $135^\circ$  respecto a la máquina de ensayos y se le aplicó un programa de acuerdo con la norma ISO 20795-1 para determinar la resistencia a la fractura y el módulo de elasticidad.

**Resultados:** las pruebas de compresión otorgaron unos datos de módulo de elasticidad en MPa de:  $3878 \pm 587$  para el grupo ventana,  $6848 \pm 2793$  para el grupo pluma y  $4848 \pm 608$  para el grupo overlap, mientras que la resistencia a la fractura medida en MPa fue de:  $250 \pm 114$  para el grupo ventana,  $123 \pm 23$  para el grupo pluma y  $103 \pm 13$  para el grupo overlap.

**Conclusiones:** el biopolímero reforzado con grafeno es una buena opción para la elaboración de carillas dentales, debido a sus buenas propiedades mecánicas y, sobre todo, a su excelente módulo de elasticidad; sin embargo, no podemos concluir qué tipo de preparación es la más adecuada, ya que cada una sobresale en aspectos diferentes.

**Palabras clave:** carillas, resistencia a la fractura, módulo de elasticidad, tipo de preparación, grafeno.



## ABSTRACT

**Objectives:** the objectives of this study are: determine the fracture resistance of the biopolymer reinforced with graphene veneers according to the different types of preparation and analyse the type of fracture and its location.

**Material and methods:** starting from the base of a right maxillary incisor were designed by 3D impression 15 teeth. They were divided into 3 groups according to the established parameters for the preparation of dental veneers: group 1(window), group 2 (feathered-edge), group 3 (butt joint). Five graphene-reinforced biopolymer veneers were made for each group, following the needs presented by each model. Once cemented, they were placed at an angle of 135° respect to the testing machine and a program according to ISO 20795-1 was applied to determine the fracture resistance and the modulus of elasticity.

**Results:** the compression test measured the elastic modulus in MPa, the results were:  $3878 \pm 587$  for the window preparation,  $6848 \pm 2793$  for the feathered edge group and  $4848 \pm 608$  for the butt joint preparation, meanwhile the fracture resistance was measured in MPa the results were:  $250 \pm 114$  for the window group,  $123 \pm 23$  for the feathered Edge group and  $103 \pm 13$  for the butt joint group.

**Conclusion:** the biopolymer reinforced with Graphene is a good option to elaborate veneers due to its good mechanical properties, above all for their excellent elastic modulus and his response regarding the application off forces, nevertheless we can't conclude which type oof preparation is the most adequate since each one excels in different aspects.

**Keywords:** veneers, fracture resistance, elastic modulus, preparation design, graphene.



## ÍNDICE:

<b>1.INTRODUCCIÓN</b> .....	8
<b>1.1.Evolución histórica</b> .....	8
<b>1.2. Indicaciones y contraindicaciones de las carillas como método de restauración</b> .	17
<b>1.3. Tipos de preparación dental para carillas de porcelana</b> .....	18
<b>1.4. Materiales empleados en la elaboración y cementado de carillas</b> .....	21
<b>1.4.1 Materiales empleados en la elaboración de las carillas</b> .....	21
<b>1.4.2. Materiales de cementado</b> .....	25
<b>1.4.3 Materiales de acondicionamiento de la superficie cerámica</b> .....	25
<b>1.4.3.1 Grabado con ácido fluorhídrico</b> .....	25
<b>1.4.3.2 Silanización</b> .....	26
<b>1.5 Ventajas y desventajas de las carillas de porcelana frente a otras técnicas</b> .....	27
<b>2.JUSTIFICACIÓN</b> .....	29
<b>3. OBJETIVOS</b> .....	30
<b>3.1. Objetivo general</b> .....	30
<b>3.2. Objetivos específicos</b> .....	30
<b>4.MATERIAL Y MÉTODOS</b> .....	31
<b>5.RESULTADOS</b> .....	41
<b>6.DISCUSIÓN</b> .....	55
<b>7.CONCLUSIONES</b> .....	58
<b>8.BIBLIOGRAFÍA</b> .....	59



## **1. INTRODUCCIÓN.**

La apariencia personal es cada vez más importante en la sociedad. Una línea de la sonrisa correcta y dientes alineados en concordancia a ella son considerados los factores más importantes que afectan a la apariencia. Uno de los tratamientos de elección para solventar estos problemas son las carillas. (1)

### **1.1. Evolución histórica.**

Las carillas han estado en continua evolución desde su nacimiento en la década de 1930, tanto como la composición de la propia carilla en sí, como las distintas técnicas de preparación dental y de adhesión han tenido grandes variaciones a lo largo de los años.

El uso de las carillas se remonta a finales de la década de 1930, con el deseo de una famosa actriz de reparar sus dientes dañados con urgencia; el pionero de estos procedimientos fue Charles Pincus, quien elaboró unas finas carillas y se las cementó al diente utilizando adhesivo para prótesis dentales. En sus inicios fueron conocidas como “frente falso o carillas de Hollywood”. Fueron utilizadas para solventar problemas como: diastemas, rotaciones y malposiciones y establecer la forma deseada de la arcada, sin embargo, debido a su mala adhesión y al alto estrés funcional al que estaban sometidas estas carillas tenían un corto período de supervivencia en la boca. (2)

No fue hasta los años 80, con los descubrimientos de Buonocore y Bowen en cuanto a adhesión y del grabado ácido (Figura 1.1) por parte de Fusayama, en la que se comenzó a plantear el uso de carillas a largo plazo. Junto al desarrollo de los composites las carillas entraron en su segunda fase, siendo aplicadas de forma directa. Sin embargo, ciertas características físicas limitaban su longevidad en boca como: alto grado de contracción por polimerización, alto coeficiente de expansión térmica y una baja estabilidad de color. (3-4)

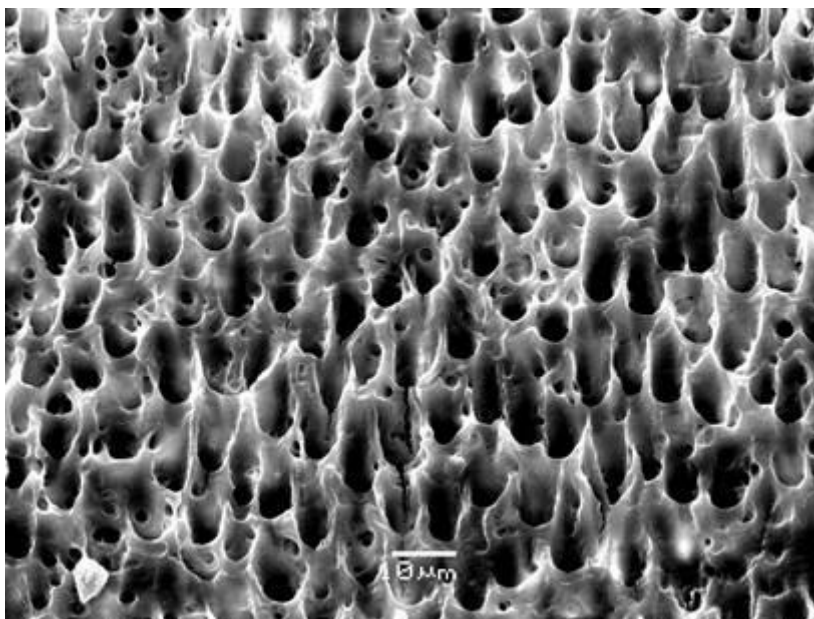


Figura 1.1: secuencia de microfotografías MEB (x1.000) dentina grabada con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>, 37% por 15 seg. (5)

Posteriormente se promovieron las carillas de composite indirectas, con el fin de evitar ciertos problemas como la contracción por polimerización, sin embargo, persistían dos problemas para calificarlas como restauraciones de alta calidad: su baja resistencia a la abrasión y su descementado debido a la pobre adhesión. (6-7)

En esta década, con el desarrollo de cementos resinosos de microrrelleno y las mejoras en las técnicas de adhesión a esmalte, se volvió a impulsar a las carillas de composite como tratamiento para camuflar discoloraciones dentales, sin embargo, los composites seguían teniendo los mismos problemas como: contracción por polimerización, alto coeficiente de expansión térmica y pobre resistencia a la fractura, por lo que su duración en boca no superaba los 4 años. (8)

La imposibilidad de lograr resultados estéticos a largo plazo con el uso de carillas de composite reactivó el interés de la profesión; se volvió a la porcelana como material de elección para la fabricación de carillas. Su proceso de adhesión al diente fue mencionado por primera vez en 1975 (9), pero no fue hasta el año 1981 en el que se desarrolló la técnica del grabado de la carilla de porcelana mediante el ácido fluorhídrico, protocolo que se sigue usando hoy en día (10).



Los primeros casos de las carillas cerámicas, sobre el año 1982, fueron colocadas sin realizar ningún tipo de preparación dental; los dientes seleccionados para estas restauraciones fueron los que estaban rotados hacia lingual. Las consecuencias de no eliminar tejido dental fueron el aumento del perfil de emergencia dental, dando lugar a problemas periodontales, y una estética poco natural. Así pues, los profesionales comenzaron a planificar cuál sería la reducción dental óptima para simplificar la fabricación y colocación de carillas cerámicas.  
(11)

El primer paso en la preparación era realizar un chámfer lingual. Se reducía el borde incisal 1 mm. La reducción de la cara vestibular era la parte crítica. Se recomendaba hacerla en dos planos: gingival e incisal. Se reducían 0,5 mm en ambos planos y la transición entre ambos debía de ser redondeada. La parte gingival se preparaba con una fresa de diamante para crear chámfer y era extendido hasta la encía libre. La misma fresa era utilizada para preparar el resto de la superficie vestibular. Cuando los dientes tenían contactos proximales, la reducción de esmalte se seguía extendiendo hacia proximal sin eliminar los puntos de contacto. La reducción incisal era de 0,5 mm y se redondeaban los bordes. También se introdujo el concepto de preparación en overlap con línea de terminación en palatino. Esta preparación resultaba más estética, ya que escondía el margen incisal y también reforzaba el borde incisal, ya que le otorgaba a la carilla un mejor asiento. En esos casos, el borde incisal se debía reducir 0,5 mm con 0,75 mm de reducción en los ángulos mesio y distoincisal.(11)

El artículo de Clyde a principios de los 80: "Porcelain veneers: A preliminary review" citaba las principales contraindicaciones en el uso de las carillas de porcelana: dientes con poca calidad de esmalte, dientes giroversionados, dientes fracturados que no otorgarían suficiente apoyo para la carilla. En adición, también se establecieron recomendaciones para los protocolos de preparación. El primer paso era establecer la línea de terminación en proximal y gingival con una fresa redonda de diamante para crear un chámfer positivo. En la zona cervical del diente, la línea de terminación se encuentra al mismo nivel que el contorno de la encía libre marginal en la mayoría de los casos. Rara vez se podría posicionar entre 0,5 y 1mm subgingivalmente. Los otros posibles diseños eran: en pluma o en ventana. También hay que añadir que la preparación en overlap es útil en situaciones en las que es necesario cambiar las dimensiones del diente o proteger la superficie palatina. El último paso de la



preparación sería conseguir una superficie de esmalte lisa y ángulos redondeados mediante el uso de discos de pulir. (12)

A finales de los 80, aproximadamente un 68% de los dentistas habían colocado al menos una carilla de porcelana en su práctica habitual. A pesar de ello, esta práctica requería técnicas especiales y una alta precisión por parte de todo el equipo dental. (13)

En esta década los problemas clínicos asociados a las carillas cerámicas eran: una pobre integración marginal, un color monocromático poco estético, un cementado impredecible y un largo tiempo clínico para su colocación, así como bajas expectativas en cuanto a la durabilidad. (14-17)

En esa década también apareció el primer set de fresas de diamante específico para la preparación de carillas (Brasseler laminate veneer system set 4151) (Figura 1.2). Este set estaba compuesto por 9 fresas:

- Una fresa para realizar surcos de 0,5 mm.
- Una fresa para realizar surcos de 0,3 mm.
- Una fresa cónica para realizar la unión de los surcos entre 1 y 1,5 mm
- Una fresa cónica para realizar la unión de los surcos entre 1 y 1,5 mm., a diferencia de la anterior esta presenta una conicidad menor, ya que también está indicada para realizar la preparación de superficies interproximales
- Cuatro fresas de pulido cónicas de distintas conicidades.
- Una fresa de pulido con forma de balón de rugby.



Figura 1.2: set de fresas para la elaboración de carillas de Brasseler USA Dental Instrumentation (18).

Ya entrados en la década de los 90, la literatura anunciaba los detalles estadísticos sobre la cantidad de estructura dental preparada en la realización de carillas de porcelana: tan solo el 25% de los dentistas eliminaba 0,75 mm de tejido dental, mientras que el 65% eliminaba sobre 0,5 mm. También el 84% marcaba el chámfer cervical, el 22% realizaba el cubrimiento del borde incisal mientras que el 78% realizaba recubrimiento completo. (19)

En aquella época, la comunidad científica discutía cuál de los tres tipos de preparaciones (ventana, pluma u overlap) era la mejor. Se recomendaba el tipo ventana ya que, según los test de resistencia de la época, podía soportar mayor carga que las demás antes de fracturarse, también era capaz de distribuir las fuerzas de una forma más homogénea que los otros dos tipos de preparaciones. (20)

Los estudios que evaluaban el sellado marginal de las carillas de porcelana mostraron resultados dispares, ya que se mostraban en un rango entre 60 y 292  $\mu\text{m}$ . Lo ideal sería crear el margen para la carilla en esmalte, permitiéndole así un mejor sellado. Sin embargo, las situaciones clínicas no siempre son las ideales para llevar esto a cabo, como por ejemplo, en caso de recesiones, caries y abrasiones. Esto provoca que en muchas situaciones el margen para la carilla deba ser colocado en dentina o cemento, aumentando significativamente el potencial de microfiltración (Figura 1.3).

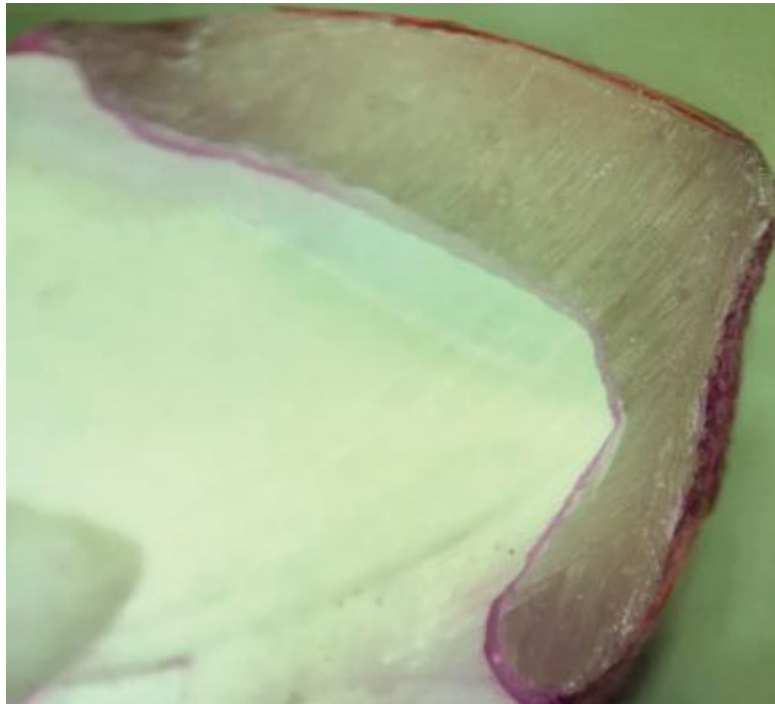


Figura 1.3: fotografía mostrando la microfiltración. (21)

En aquella época hubo intentos de utilizar acondicionadores dentinarios con el fin de preparar la superficie dentinaria para promover la adhesión del cemento. Sin embargo, estos intentos no lograron reducir la microfiltración; la única alternativa aceptable era el sellado de los márgenes con resina sin microrrelleno. (22-24)

También apareció la posibilidad de restaurar dientes anteriores mandibulares dañados. Las carillas de porcelana podían ser usadas en casos en los que la dimensión vertical necesitara ser aumentada. Sin embargo, este tipo de restauración debía de ser realizada con mucho cuidado, ya que los dientes anteriores mandibulares tienen un papel importante en la guía anterior y estarían sujetos a altas fuerzas oclusales. Se consideró que los pacientes con un gran *overbite* y poco *overjet* no eran buenos candidatos para llevar este tipo de restauración. También se indicó la posibilidad de colocar carillas palatinas en los incisivos superiores para evitar el desgaste, ya que así estarían en contacto los mismos tipos de materiales. (25)

A finales de los 90 se publicó un estudio que evaluó la tasa de supervivencia a lo largo de 6 años de 372 carillas colocadas en dientes sin preparación, mostrando una alta tasa de fracaso; el 30% de ellas fracasaron, mientras que el 50% presentó al menos algún tipo de problema. Las principales razones por las que estas carillas fallaron fueron: las carillas eran cementadas

sobre una superficie de esmalte sin preparar y que a las carillas solamente se les aplicó chorreado de arena y silano, no haciendo el acondicionamiento con ácido fluorhídrico. (26)

Por otro lado, otro estudio retrospectivo sobre 3500 carillas de porcelana observadas durante 15 años, mostraron aproximadamente el 7% de tasa de fracaso, manifestada en forma de fractura, descementado o filtración. El autor cita al esmalte como un elemento crítico para el éxito clínico, así como la preparación dental incluyendo la preparación intraesmalte. (27)

Otro estudio longitudinal de 10 años de duración sobre 191 carillas de porcelana mostró que este tenía excelentes resultados con una probabilidad de supervivencia del 97% en un plazo de 5 años y de un 91% en 10 años; pasado este período de tiempo tan solo un 4% más fracasaron. Los fallos más comunes fueron: recesión gingival, descoloración del margen, descementado o fractura de la cerámica. (28)

Durante este período los profesionales evidenciaron un problema a largo plazo de las carillas y centraron el foco en otras estructuras esenciales para su calidad funcional. Se elaboró un estudio para mostrar la distribución de las fuerzas en las carillas y el tipo de fractura a máxima carga. Se llegó a la conclusión de que los distintos tipos de preparaciones eran menos relevantes para la resistencia de las carillas que el tipo de oclusión del paciente. Por primera vez se habló del proceso de cementado como un factor determinante, se recomendaba prestar gran atención en este proceso para que las carillas tuvieran una mayor probabilidad de éxito. (29)

A finales del siglo XX, los científicos se centraron en el estudio de la tendencia a la fractura de las carillas. El *chipping* incisal y el desarrollo de las fracturas que ocurren antes y durante el cementado son consecuencia principalmente de las habilidades terapéuticas a la hora de manejar y posicionar las carillas. Sin embargo, también hay que considerar la contracción por polimerización de los cementos, así como las variaciones térmicas, lo que somete a un alto estrés a la porcelana. Se comenzaron a plantear nuevos diseños para las carillas en las que se incluía la superficie interproximal, “*wrap around*” y se estableció un orden en cuanto a las prioridades que debían lograr en el tallado:

-1ª: reducción dental uniforme, con especial atención a la superficie vestibular, cuyo grosor es crítico.



-2ª: redondeado de los bordes de transición entre distintos planos de la preparación.

-3ª: establecer una relación óptima entre el diente previamente tallado y una vez tallado.

-4ª: utilización de espaciadores durante los procesos de laboratorio con el fin de simular uniformemente el espacio que posteriormente ocuparía el cemento. (30)

Ya entrados en el siglo XXI, la mayoría de los estudios recomendaba la preparación del diente previa a la colocación de carillas, al contrario de los conceptos iniciales que indicaban que no era necesaria la misma. En concreto se recomendaba la eliminación de la superficie aprismática del esmalte, la cual ofrecía una menor capacidad de retención y la capacidad de adhesión de los cementos de composite a ella era mucho menor. (31)

Sin embargo, se indicó que la preparación debía de estar limitada solamente a esmalte, para conseguir una adhesión óptima de los distintos sustratos. Si la dentina era expuesta durante el tallado debería ser protegida en el período entre el tallado y cementado, esta protección se hacía con *primers* y monómeros hidrofílicos en solventes orgánicos, los cuales no disminuían la capacidad de adhesión de las carillas y hacían posible un mejor cementado.

La alternativa a estas opciones era el uso de un adhesivo para dentina inmediatamente después de la preparación. Este procedimiento prevendría el desarrollo de filtraciones bacterianas y sensibilidad. (32)

De nuevo hubieron discusiones en cuanto a la cantidad de preparación dental necesaria. La preparación a mano alzada presentaba tendencia a dejar la superficie vestibular poco reducida, dando lugar a dientes sobrecontorneados una vez colocada la carilla. El volumen excesivo en la porción gingival modificaba el perfil de emergencia dental, dando lugar a gingivitis. El sobrecontorneado de la parte incisal de la restauración alteraba la función protrusiva, otorgaba cargas atípicas a las carillas, creando consecuentemente fracturas y resultados poco estéticos. Los dientes preparados sin llave de silicona podrían ser sobretallados con exposición de dentina, particularmente en el tercio cervical de la preparación. Por lo tanto, se recomendaba el uso de fresas de 0.4mm de grosor con el fin de limitar la profundidad de los tallados. Sin embargo, esta no sería la única opción ya que en casos en los que hubiera tinciones profundas se debería recurrir a los dos procesos previamente mencionados con el fin de elaborar una correcta restauración. (33)



En la primera década de los 2000, los profesionales se plantearon una duda que demandaba una respuesta. ¿Cómo podrían las carillas finas de cerámica sobrevivir durante largos períodos de tiempo en boca? Lo único que se sabía ciencia cierta es que las carillas de porcelana podrían fallar debido a la aparición de desperfectos en la superficie de la restauración. (34)

Las imperfecciones de la superficie actúan como fuentes potenciales de aparición de fracturas profundas. Las microfracturas y el lugar de concentración del estrés podrían ser inherentes a la porcelana o podrían ocurrir durante los procesos de laboratorio y clínica. La fractura lenta crece en los extremos de los defectos superficiales, esto se debe al ambiente húmedo creado por los adhesivos. (35)

Igualmente, los defectos superficiales pueden ser expandidos a causa del estrés producido por cambios térmicos producidos diariamente en la ingesta de comida y bebida. Un gran defecto puede llegar a convertirse en una fractura prematura en el caso de que los cambios térmicos sean mayores que los impuestos en las pruebas de estrés de las porcelanas. (36)

Dos publicaciones de los años 2002 y 2003, (Evolution of indications for anterior bonded porcelain restorations in bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach y tooth preparation, impression, and provisionalization in bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach) abordaron con los problemas de las técnicas mínimamente invasivas en odontología estética. El abordaje biomimético en la reconstrucción estética de los dientes anteriores con carillas de porcelana adherida es un tema muy interesante, el cual ofrece una nueva solución restauradora que equilibra las indicaciones para carillas de porcelana según varias referencias clínicas. El punto fuerte de estudio subraya la rigidez y la fuerza biomecánica conseguida a través de la unión: diente/composite/cerámica, tratándolos como una sola entidad muy poderosa a la hora de soportar distintas actividades masticatorias. (37-38)



## **1.2. Indicaciones y contraindicaciones de las carillas como método de restauración.**

En cuanto a las indicaciones para el uso de carillas como método de restauración nos encontramos ante tres grandes grupos:

Grupo I: dientes resistentes al blanqueamiento:

Grupo IA: Tinciones por tetraciclinas grado III y IV.

Grupo IB: Dientes resistentes tanto al blanqueamiento interno como al blanqueamiento externo.

Grupo II: Dientes con modificaciones morfológicas mayores:

Grupo IIA: Dientes conoides.

Grupo IIB: Cierre o reducción de diastemas y espacios interdentes.

Grupo IIC: Aumento de la longitud y del relieve incisal.

Grupo III: Restauraciones extensas en adultos:

Grupo IIIA: Fracturas extensas de corona.

Grupo IIIB: Pérdida extensa de esmalte por erosión y desgaste.

Grupo IIIC: Malformaciones generalizadas congénitas y adquiridas. (39)

En cuanto a las contraindicaciones nos encontramos las siguientes:

1. Esmalte dental insuficiente: en casos en los que haya un porcentaje de esmalte menor al 50% y sobre todo, que esta ausencia de esmalte se encuentre localizada en los márgenes.
2. Parafunciones: casos en los que haya bruxismo, onicofagia, que el paciente muerda hilos, lápices.
3. Dientes en proceso de erupción.
4. Pacientes con descuido dental y mala higiene. (40)

### **1.3. Tipos de preparación dental para carillas de porcelana.**

Generalmente, las técnicas de preparación para carillas de porcelana dependen de la selección de un candidato apropiado y de fases de diagnóstico correctas. El primer objetivo durante la preparación del diente es lograr la máxima preservación de estructura dental, teniendo en mente que las carillas de porcelana están bastante diferenciadas de las restauraciones tradicionales.

La secuencia del proceso comienza con un análisis detallado del caso, el siguiente punto sería la elaboración del encerado diagnóstico y a partir de éste la elaboración de la llave de silicona. La llave de silicona es la herramienta más útil a la hora de hacer la reducción dental, ya que nos otorga puntos de referencia durante el tallado. El siguiente paso es la preparación de la superficie axial, donde la reducción dental es realizada en 3 fases utilizando fresas de diamante cónicas con distintos diámetros:

-1ª La fresa de diámetro más pequeño es utilizada para realizar los surcos proximales. Seguidamente, se recomienda el uso de hilo de retracción con la finalidad de aumentar la visibilidad del margen gingival.

-2ª La siguiente fase utiliza la fresa de diámetro medio para crear los surcos verticales. La profundidad de cada surco debe de ser controlada a través de la llave de silicona.

-3ª La siguiente fase es la reducción axial, es llevada a cabo con la fresa de mayor diámetro con el fin de prevenir que se introduzca en los surcos previamente creados y profundizarlos aún más.

-4ª En la superficie cervical y proximal es necesario realizar un ligero chámfer. Los márgenes intrasulculares solamente están indicados en los casos de pérdida de papila interdental o de diastemas, permitiendo al protésico realizar un perfil de emergencia progresivo.

El efecto final de estas fases es la reducción de entre 0,5 y 0,7 mm de superficie dental uniformemente, produciendo espacio para la cerámica en las superficies axial y proximal.

-5ª El siguiente paso es la reducción del borde incisal 1,5 mm y la realización de la línea de terminación palatina.

-6ª Para finalizar, es esencial realizar la preparación con ángulos redondeados en las transiciones entre superficies. (41) (Figura 1.4)

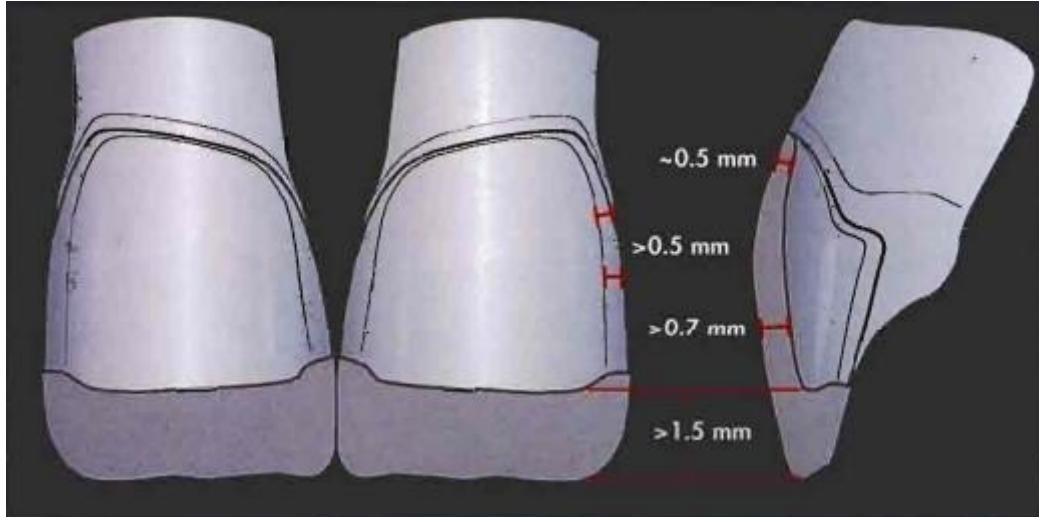


Figura 1.4: espesores necesarios para la elaboración de carillas. (42)

Sobre la extensión palatina de las carillas de porcelana, los autores declararon que debe tenerse en cuenta el alcance de la pérdida de tejido dental. La regla principal es evitar la extensión palatina de la preparación en la zona de la concavidad palatina, ya que esa zona de la superficie palatina es el lugar de máximo estrés generado durante la carga. Por lo tanto, el uso de un margen en hombro en lugar de chámfer podría proporcionar al margen de la restauración un gran espesor de porcelana. (43)

En el caso de máximo tejido dental restante, sería posible crear *overlaps* con margen en hombro o chámfer, pero es necesario evitar la extensión del chámfer en palatino hacia la concavidad palatina. En casos de cargas severas es recomendado realizar margen en hombro, el cual limita la extensión de la cerámica y reduce la cantidad de estrés en la interfase carilla/diente. (43) (Figura 1.5)

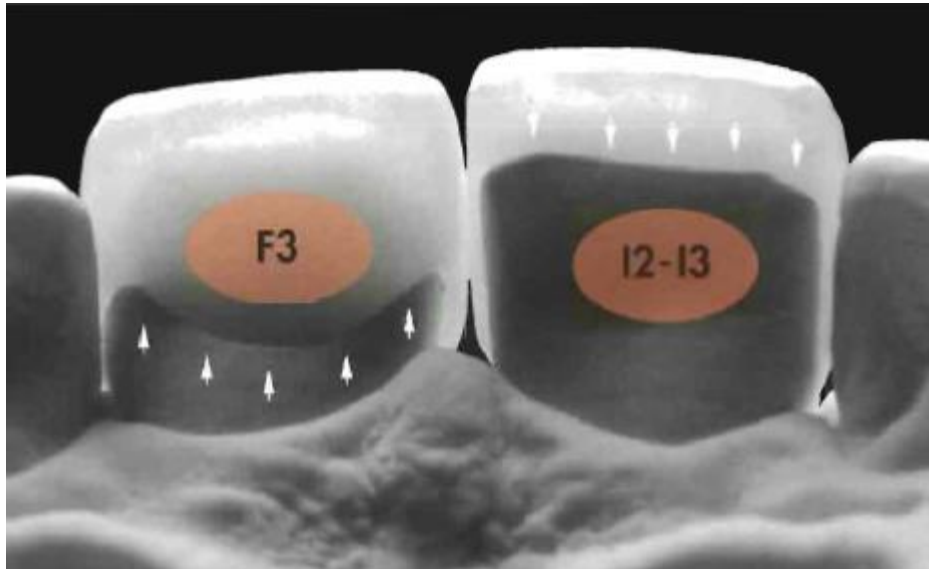


Figura 1.5: extensión palatina de las carillas. (42)

Para resumir, en la actualidad nos encontramos varios protocolos que han sido indicados para la colocación de carillas, variando el grosor, longitud de la corona, tipo de material, cubrimiento del borde incisal y métodos de preparación. Sin embargo, los datos obtenidos en varios estudios relacionando las complicaciones con los tipos de fractura son cuestionables, ya que no hay consenso en cuanto a qué tipo de preparación provoca mayor riesgo de fractura. (44)

Hay tres tipos de preparación para carillas que son los más utilizados hoy en día:

- Preparación tipo “ventana”: se reduce entre 0,3 y 0,5mm la cara vestibular del diente, sin la reducción del borde incisal.
- Preparación tipo “pluma”: se reduce el espesor de la cara vestibular entre 0,3 y 0,5 mm la cara vestibular del diente y 1mm el borde incisal.
- Preparación tipo “overlap”: se reduce la cara vestibular entre 0,3 y 0,5 mm, la cara incisal 1mm y la cara palatina 1mm, creando así un chámfer incisal de 2mm (43) (Figura 1.6)

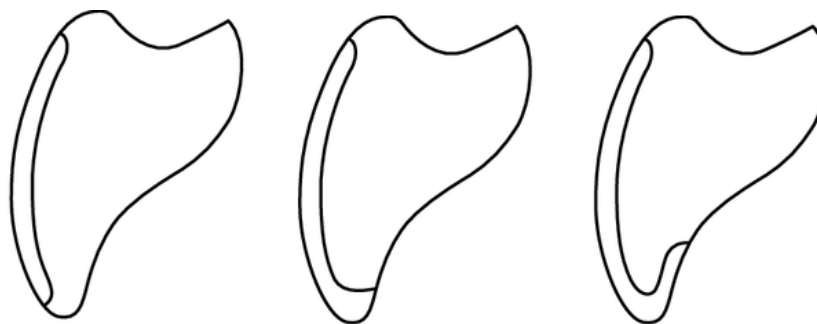


Figura 1.6: tipos de preparación para las carillas (45)

#### **1.4. Materiales empleados en la elaboración y cementado de carillas.**

##### **1.4.1. Materiales empleados en la elaboración de las carillas**

En cuanto a los materiales utilizados para la elaboración de las carillas los más frecuentes son: cerámicas feldespáticas, zirconio y composites. Tampoco se ha llegado a un consenso sobre qué materiales provocan una mayor resistencia a las fracturas. (46-47) En adición tampoco se ha encontrado ningún estudio en el que se comprobara la resistencia a la fractura de carillas realizadas con composites reforzados con grafeno.

Tradicionalmente, las carillas de porcelana eran fabricadas usando la técnica de estratificación por capas. Esta técnica necesitaba el uso de modelos refractarios para soportar las capas condensadas de porcelana líquida. (48)

Esta técnica permitía el uso de capas con distintos niveles de opacidad, dando lugar a muy buenos resultados estéticos. Sin embargo, este proceso era sensible a la técnica, el mezclado manual y la estratificación de la porcelana podría dar lugar a la aparición de pequeños espacios entre capas. Pudiendo dar lugar a la aparición de fracturas en la cerámica. (49)

Alternativamente, la porcelana prensada ha sido utilizada para la fabricación de carillas. La principal ventaja es que este tipo de porcelanas dan lugar a carillas con unos altos niveles de precisión y unos defectos estructurales mínimos. (50)



Recientemente, han aparecido las carillas fabricadas mediante CAD-CAM a través de bloques de cerámicas vítreas y su utilización está en auge. Mientras que estas carillas son significativamente más fuertes que las feldespáticas, el color de muchos de los bloques disponibles es de una única opacidad, dando así lugar a resultados estéticos pobres. Sin embargo, comienzan a aparecer bloques con multiopacidad que pueden ayudar con estas limitaciones. (51)

En cuanto a los composites frente a las cerámicas, se han comercializado un gran número de sistemas de composite para la elaboración de carillas con el fin de reducir los gastos de laboratorio. Sin embargo, las cerámicas, al contrario que los composites, han demostrado una mayor eficacia para conseguir una mejor valoración por parte de los pacientes, de las restauraciones de los dientes anteriores según el estudio de Meijering y cols. (52)

La cerámica es también el material más biomimético cuando se trata de restituir grandes cantidades de tejido dental, esto se debe a su capacidad para imitar y restaurar la rigidez de la corona. (53-54)

Las carillas de composite, debido a su alto coeficiente de expansión térmica y a su elasticidad, no son capaces de conseguir este objetivo. (55)

Y parece que además de obtener una estética menos correcta, la integridad del margen es inestable y el grado de supervivencia menor. (56-57)

Es más, incluso en las porcelanas tradicionales, los materiales feldespáticos, son capaces de compensar la debilidad estructural del diente cuando se usan en carillas adheridas, recuperando la biomecánica incluso en los incisivos desvitalizados. (58)

En cuanto a la hora de elección de la cerámica, lo anteriormente dicho se refiere a las cerámicas feldespáticas tradicionales. El uso de cerámicas más resistentes, pero más sofisticadas como inCeram Spinell o Empress es discutible. En un estudio que valoraba la reconstrucción de superficies incisales amplias utilizando cerámicas feldespáticas, el peor fracaso fue el astillamiento ocurrido en un traumatismo al año de uso. La carilla se pulió y no hubo más complicaciones. En ese mismo estudio, el 12% de los dientes presentaron fisuras que podrían indicarnos que es necesario el uso de carillas más resistentes. El origen de estas fisuras puede ser variado: error en la preparación dental, insuficiente limpieza de la

cara interna tras el grabado con ácido fluorhídrico... Sin embargo, debería de considerarse hasta qué punto la aparición de una fisura debería de considerarse un fracaso, ya que las grietas son un fenómeno inevitable durante el envejecimiento de los materiales frágiles. (59)

En el caso del esmalte, las fisuras son un proceso protector ante el estrés tensional y la mayoría de los dientes no dañados presentan fisuras en el esmalte. Aquí es donde actúa la unión amelodentinaria como un freno de la grieta, debido a su arquitectura y a la disposición de las fibras de colágeno. (60) (Figura 1.7)

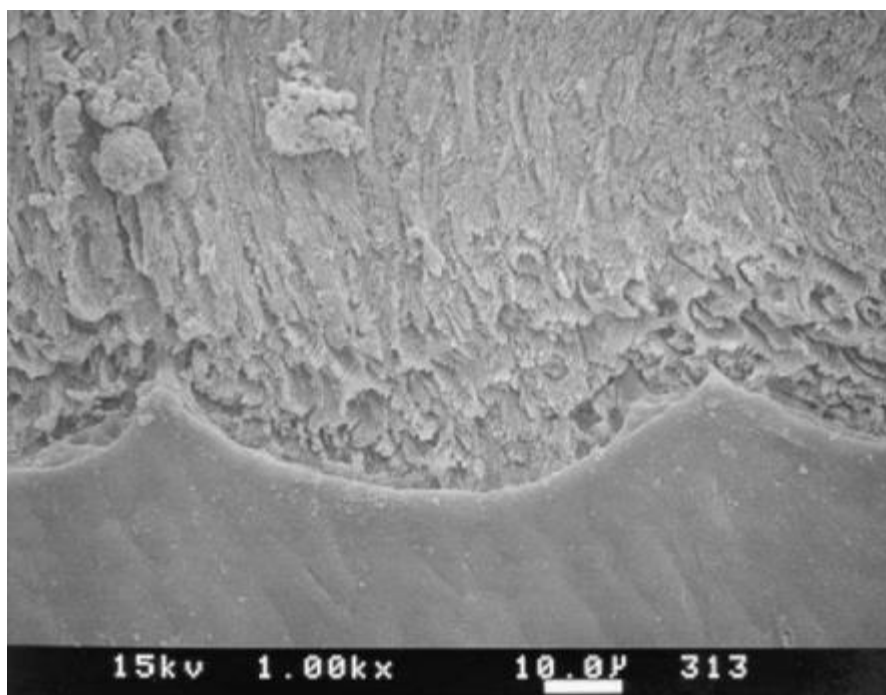


Figura 1.7: imagen a microscopio que muestra la unión amelodentinaria. (61)

En cierto modo, lo mismo sucede con las carillas feldespáticas fisuradas, siempre y cuando el cemento entre la restauración y el diente se mantenga, la restauración se conservará. Este problema no impide que el complejo diente-restauración siga en servicio correctamente después de años.

La predisposición a las grietas puede reducirse mediante: la realización de superficies dentales redondeadas, sin ángulos marcados, otorgando suficiente grosor a la cerámica, realizando un diseño de la preparación y extensión de la cerámica adecuados y por último



con la correcta limpieza de la cara interna de la cerámica tras el grabado con ácido fluorhídrico. (62)

Hay que recordar que la resistencia máxima a la tensión de las cerámicas utilizadas en la técnica de la porcelana fusionada al metal es de 2 a 3 veces superior a la resistencia del esmalte natural. El aspecto más discutible de las cerámicas es la erosión que provocan en el diente antagonista. (63)

Sin embargo, las porcelanas feldespáticas adecuadamente fundidas, muestran una abrasión notablemente inferior que la porcelana aluminosa o la porcelana no cristalina de baja fusión utilizada para el glaseado. Además, las carillas de porcelana posiblemente no presenten problemas importantes en el desgaste debido a la naturaleza conservadora del tratamiento: la cara palatina del diente, que es la funcional, con frecuencia se mantiene intacta. Esto da lugar a que en la mayoría de las revisiones clínicas de las carillas de porcelana no se han detectado problemas de desgaste importantes. (64-65)

En este estudio in vitro realizaremos una comparativa de la resistencia a la fractura entre los distintos tipos de preparación anteriormente mencionados y dos materiales de restauración: composites de microrrelleno y biopolímero reforzado con grafeno G-CAM.

Los composites se han vuelto una opción muy popular hoy en día, ya que con la evolución de las técnicas de adhesión se han vuelto una restauración mucho más fiable, a su vez sigue siendo una alternativa mucho más económica que las carillas cerámicas, en adición, también presentan un módulo de estabilidad más favorable para el diente. Sin embargo, este tipo de restauraciones nos sigue presentando ciertos problemas como la poca estabilidad de color, sobre todo al compararlas respecto a las cerámicas. (66)

En cuanto al grafeno hay pocos estudios sobre él, pero en el estudio de Malik y cols. Se elaboró un composite reforzado con grafeno, esto se debe a que el grafeno tiene unas excelentes propiedades físicas tales como: alta fuerza mecánica, alta resistencia a la fractura, flexibilidad, es biocompatible y se piensa que no es citotóxico. Sin embargo, no todos los tipos de grafeno no son citotóxicos ya que esta propiedad depende de la disposición del material. En el caso de grafeno con pocas capas se piensa que tiene menos posibilidades de

ser citotóxicos (67) Sin embargo en otros estudios se utilizó óxido de grafeno este tipo de grafeno, según la literatura sí que podría ser citotóxico. (68)

#### **1.4.2. Materiales de cementado.**

En cuanto al cementado, el éxito final de la adhesión se basa en la adecuada preparación y el correcto acondicionamiento de las superficies involucradas, este acondicionamiento debe procurar una unión duradera entre el diente/porcelana y el cemento. La elección del cemento plantea un problema, ya que debido a su capacidad de fluir y a la autopolimerización los cementos duales son preferidos equivocadamente a los cementos más viscosos y fotopolimerizables. Ya que es importante tener suficiente tiempo de trabajo para el correcto asentamiento de la restauración y la eliminación de restos de cemento, los cementos duales están sujetos a controversia. Esto se debe a que su capacidad de polimerización es inversamente proporcional al tiempo de trabajo y su capacidad de fluir dificulta la eliminación de los excesos. Otro dilema es el compromiso que se establece entre el grado de conversión y la inestabilidad de color debido a las aminas que lo componen. (69)

Debido a los problemas mencionados se ha propuesto el uso de cementos fotopolimerizables. Está demostrado que las resinas duales no tienen ventaja sobre las únicamente fotopolimerizables, siempre que se sigan los correctos protocolos de fotopolimerización (120 segundos por superficie, que pueden ser reducidos entre 60 y 90 segundos en el caso de utilizar métodos de polimerización de alta intensidad 800-1000 mW/cm<sup>2</sup>) (70)

#### **1.4.3. Materiales de acondicionamiento de la superficie cerámica.**

Está ampliamente reconocido la necesidad de disponer de una conexión micromecánica (grabado fluorhídrico) y una unión química (silanización) para obtener una unión de las porcelanas feldespáticas más efectiva.

##### **1.4.3.1. Grabado con ácido fluorhídrico.**

El protocolo habitual consiste en la aplicación de la cara interna de la restauración ácido fluorhídrico al 10% durante 90 segundos. Este proceso debe llevarse a cabo con unas altas medidas de protección debida a la alta toxicidad de este ácido. Una vez aplicado, es necesario lavar la cerámica colocándola en agua destilada, aplicarle alcohol al 95% o realizarle un baño de ultrasonidos durante 5 minutos.

El ácido fluorhídrico actúa disolviendo la matriz vítrea de las cerámicas creando en ella una serie de orificios y túneles retentivos. Los cuáles serán los responsables de otorgarnos la retención micromecánica. (71)

Sin embargo, en las cerámicas altamente cristalizadas con pobre contenido vítreo. Ej: InCeram. El ácido fluorhídrico será incapaz de crear estas superficies retentivas. Necesitando así otros procesos como la sinterización con partículas de sílice para llevar a cabo la retención micromecánica. (72) (Figura 1.8)

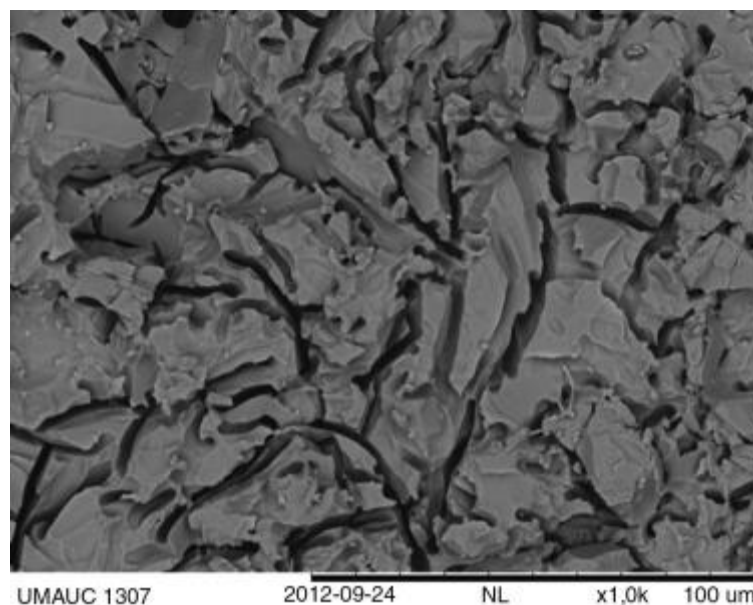


Figura 1.8: cerámica feldespática tratada con ácido fluorhídrico al 9% (1.000 ×). (73)

#### **1.4.3.2. Silanización.**

Debido al contenido de sílice de la porcelana feldespática, es posible obtener una unión química entre la porcelana y la resina de unión. La adhesión necesita la presencia de unas moléculas de acoplamiento llamadas:  $\alpha$ - metacriloxipropil trimetoxysilano (silanos orgánico-funcionales). Se usan para facilitar la adhesión entre sustratos inorgánicos y polímeros orgánicos. La porcelana tratada con silano presenta una mayor humectabilidad y grupos metacrilatos que pueden reaccionar y unirse con los grupos metacrilatos de la resina. (74) (Figuras 1.9 y 10)

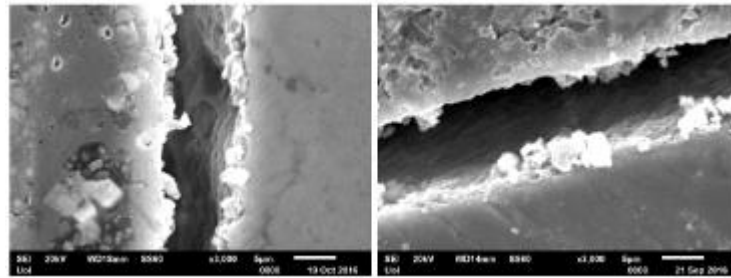


Figura 1.9: superficie de IPS emax no silanizada (75)

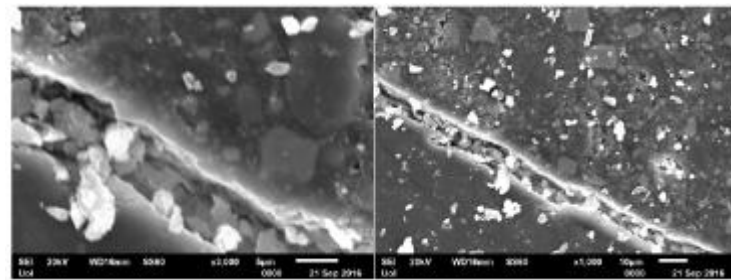


Figura 1.10: superficie de IPS emax tratada con silano durante 20 segundos (75)

### 1.5. Ventajas y desventajas de las carillas de porcelana frente a otras técnicas.

La principal ventaja que presentan las carillas de porcelana es su alto nivel estético, es muy difícil otorgar al diente esa sensación de vitalidad con otras técnicas como por ejemplo las carillas de composite. Sin embargo, el principal problema que presentan este tipo de carillas es la aparición de fisuras, sin embargo, como he mencionado previamente, la aparición de estas fisuras no debería de ser un problema siempre y cuando la carilla esté correctamente cementada. Otra ventaja respecto al composite sería la estabilidad de color, a pesar de que los composites hayan evolucionado en los últimos años, las cerámicas siguen teniendo una mejor estabilidad de color a lo largo del tiempo. Sin embargo, el coste económico de las carillas cerámicas sí que se presentaría como una desventaja frente a las carillas de composite, siendo estas últimas una alternativa más económica.

Frente a las coronas de recubrimiento total, las carillas presentan un tratamiento mínimamente invasivo, el tallado necesario para las coronas sería mucho más agresivo, es decir tendríamos que eliminar mucha cantidad de tejido dental para albergar el espesor de la corona. Sin embargo, las coronas ofrecen una mayor resistencia a la fractura y serían el tratamiento indicado en casos de dientes con grandes fracturas. Concretamente en el caso de



las coronas metal cerámicas, realizando carillas cerámicas, evitaríamos el efecto sombrilla, que se basa en la translucidez de la base metálica de la corona a través de la encía. Por otro lado, las coronas metal-cerámicas presentan un módulo de elasticidad que, a pesar de ser rígido respecto al diente, es menor que el de las coronas zirconiosas, por tanto, si tenemos situaciones en las que la supervivencia de los muñones se encuentre comprometida, sería recomendable optar por este material a pesar de tener peores cualidades estéticas que las zirconiosas. (41)



## 2. JUSTIFICACIÓN.

A lo largo de la historia, se han llevado a cabo numerosos estudios que pretendían determinar qué tipo de tallado otorga una mayor resistencia a la fractura, así mismo también se han realizado estudios comparando los distintos materiales para la elaboración de carillas. Sin embargo, hoy en día no se ha establecido un claro consenso sobre qué tipo de preparación es la óptima a la hora de aumentar la resistencia a la fractura.

En los últimos años con el auge del grafeno como material en el ámbito médico se presentan distintas aplicaciones en el ámbito odontológico, tales como implantes, coronas, carillas. Sin embargo, al ser un material tan novedoso no hay apenas estudios en los que se reflejen sus propiedades aplicadas al ámbito odontológico.

Con el fin de profundizar en este campo nos planteamos las siguientes preguntas de investigación para el presente trabajo de fin de grado:

- ¿Cuáles son las propiedades mecánicas de biopolímero reforzado con grafeno aplicadas a las carillas?
- ¿Qué tipo de preparación es la más favorable para las carillas de biopolímero reforzado con grafeno?
- ¿Cómo influirá el tipo de preparación en las estructuras dentales ante la aplicación de fuerzas compresivas?



### **3. OBJETIVOS.**

#### **3.1. Objetivo general:**

Analizar las propiedades mecánicas de las carillas de biopolímero reforzado con grafeno según los distintos tipos de tallado.

#### **3.2. Objetivos específicos:**

- Contrastar la resistencia máxima de las carillas de biopolímero reforzado con grafeno según el tipo de preparación.
- Comparar el módulo elástico de las carillas de biopolímero reforzado con grafeno según el tipo de preparación.
- Determinar el tipo de fractura y su localización.

#### 4. MATERIAL Y MÉTODOS.

Para realizar este estudio *in vitro*, fueron diseñados mediante impresión 3D 15 dientes, partiendo de un diseño base de un incisivo central derecho maxilar.

Los dientes fueron divididos en tres grupos aplicando los siguientes parámetros a sus diseños:

- Grupo 1 (ventana): se le eliminaron 0,4 mm en el tercio gingival y 0,5 en el tercio medio e incisal de la cara vestibular. (Figuras 4.1-4.3)
- Grupo 2 (pluma): se le eliminó tanto 0,4 mm del tercio gingival, 0,5mm en el tercio medio e incisal vestibular y 1mm del borde incisal. (Figuras 4.4-4.6)
- Grupo 3 (overlap): se le eliminó 0,4 mm del tercio gingival, 0,5mm en el tercio medio e incisal, 1mm del borde incisal y 1mm de la cara palatina. Figuras (4.7-4.9)

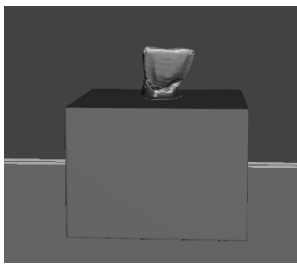


Figura 4.1

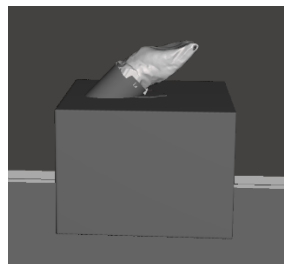


Figura 4.2

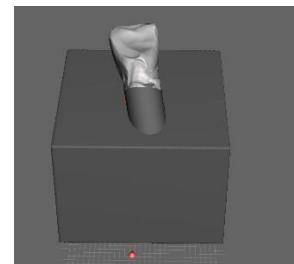


Figura 4.3

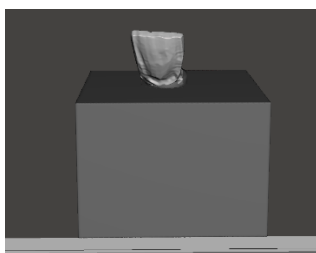


Figura 4.4



Figura 4.5

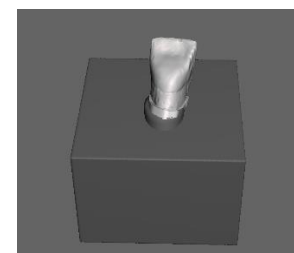


Figura 4.6

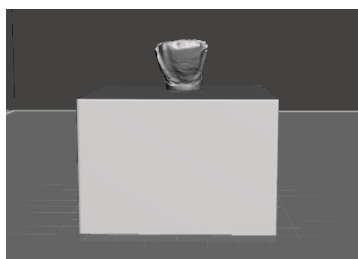


Figura 4.7

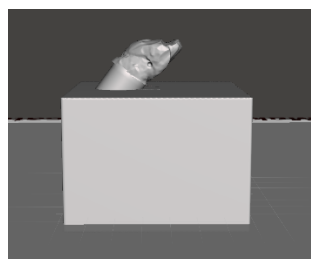


Figura 4.8

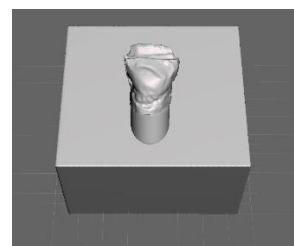


Figura 4.9

Los aparatos utilizados para llevar a cabo este estudio fueron:

- Programa de diseño de restauraciones: Autodesk® Meshmixer. Versión:3.5.474
- Impresora 3D: Mono Fast Phrozen (Figura 4.10)
- Máquina de post-curado: Wash and Cure Anycubic (Figura 4.11)
- Fresadora CAD-CAM: CAD VHF CAM K5 ejes (Figura 4.12)
- Máquina de ensayos universal: Zwick Roel Z100 (figura 4.13)



Figura 4.10: impresora 3D Mono  
Fast Phrozen (76)



Figura 4.11: máquina de post-curado: Wash  
and Cure Anycubic (77)



Figura 4.12: fresadora CAD VHF CAM K5  
ejes (78)



Figura 4.13: máquina de ensayos  
universal Zwick Roel Z100 (79)

Fueron diseñados los dientes con los parámetros previamente establecidos. Todos ellos se diseñaron como una pieza unitaria junto a un zócalo que presentaba las siguientes medidas:

- 37,8mm de anchura de la base; (Figura 4.14)
- 32,9mm de alto del zócalo; (Figura 4.15)
- 19,1mm de anchura en la parte superior. (Figura 4.16)

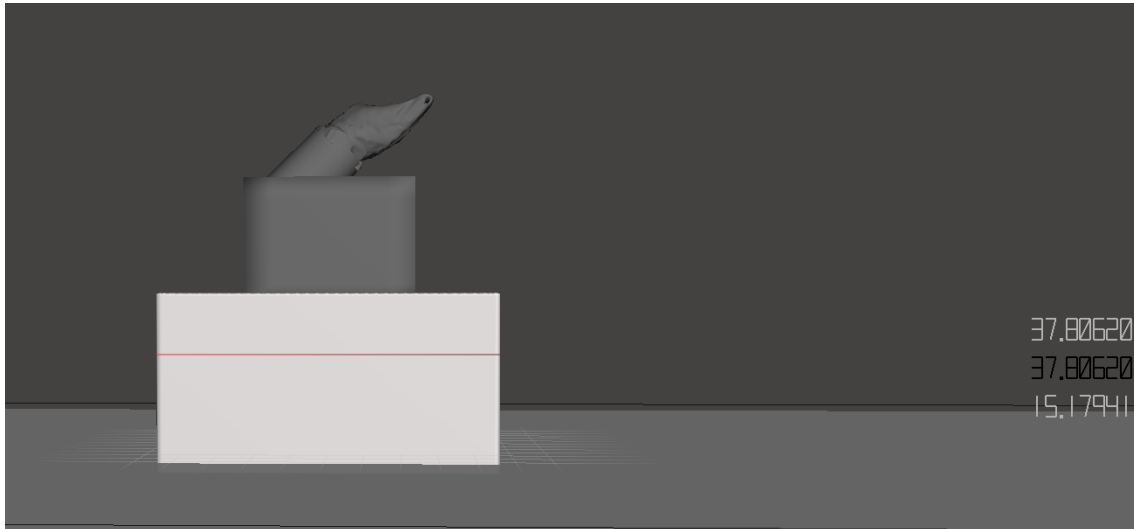


Figura 4.14: ancho de la base del zócalo

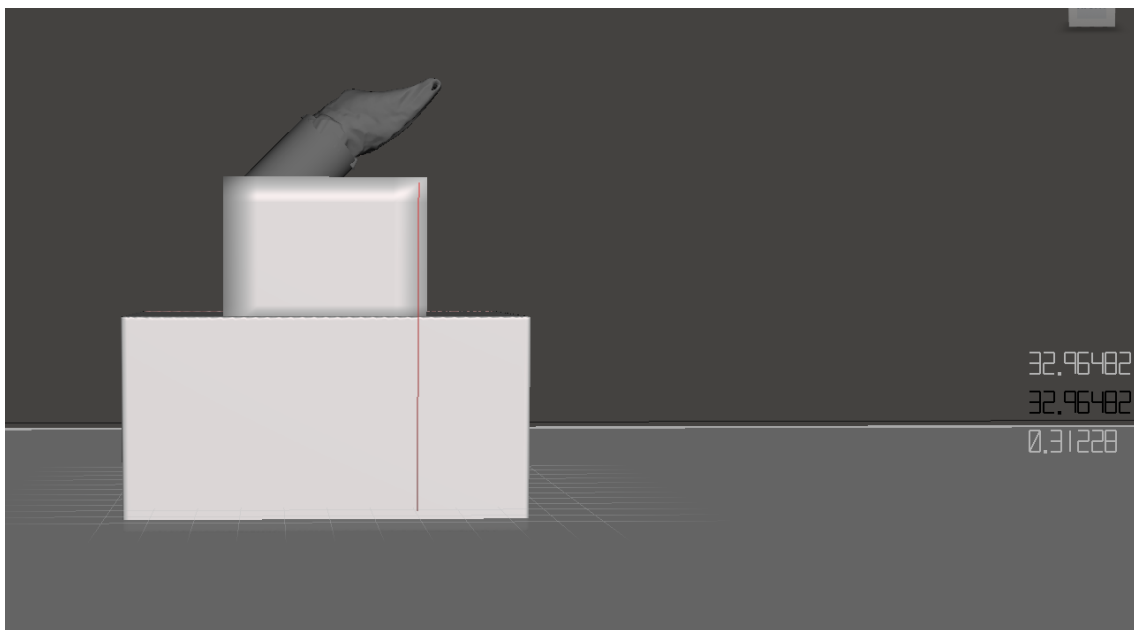


Figura 4.15: altura del zócalo

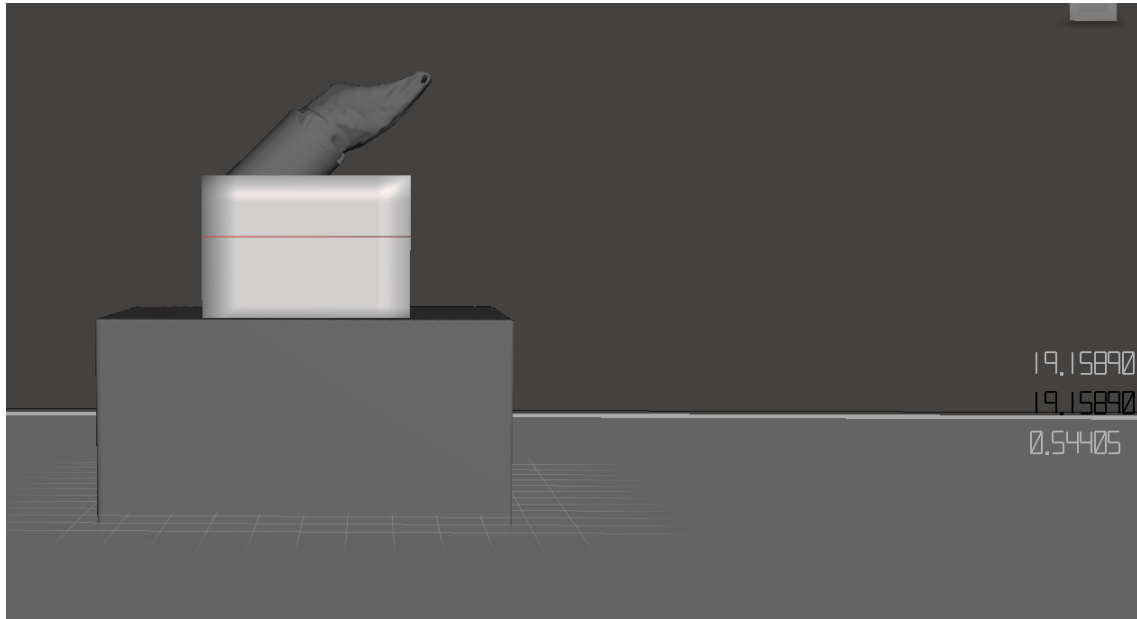
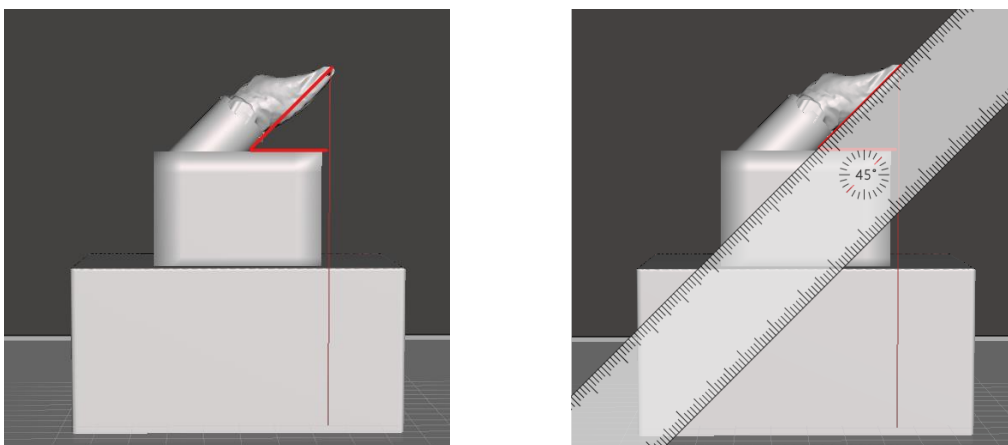


Figura 4.16: anchura de la parte superior del zócalo

Se utilizaron estas medidas con la finalidad de que el zócalo asentara correctamente con el soporte de la prensa hidráulica.

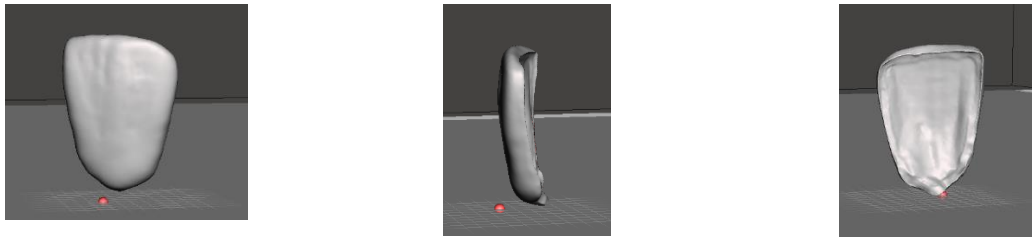
Todos los dientes fueron diseñados con una angulación de  $135^\circ$  respecto al zócalo (Figuras 4.17 y 4.18); esto se realizó con la finalidad de simular las cargas oclusales que recibirían estos dientes en una función normal.



Figuras 4.17 y 4.18: angulación del modelo respecto a la perpendicular al suelo

A continuación, fueron diseñadas las carillas mediante el programa de diseño CAD Autodesk® Meshmixer para los distintos grupos; cada una de ellas fue diseñada para tener un perfecto acople con el diente base. El espesor de las carillas fue de 0,4 mm en el tercio gingival y de 0,5 mm en el tercio medio e incisal:

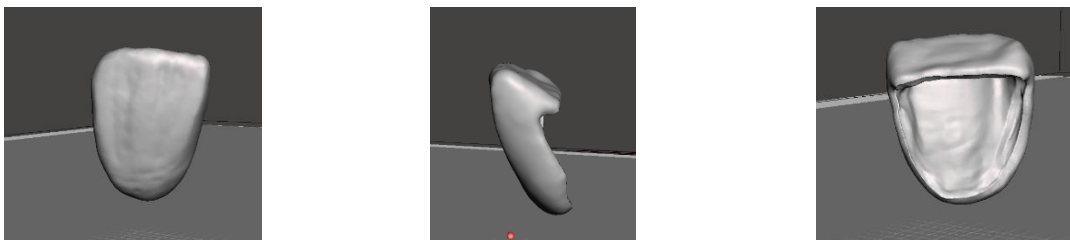
- grupo 1: (figuras 4.19,20,21),
- grupo 2: (figuras 4.22,23,24),
- grupo 3: (figuras 4.25,26,27).



Figuras 4.19-21: diseño CAD del grupo ventana



Figuras 4.22-24: diseño CAD del grupo pluma



Figuras 4.25-27: diseño CAD del grupo overlap

Los dientes fueron impresos con la impresora 3D Mono Fast Phrozen, utilizando la resina G-Print; se optó por esta resina ya que otorgaba un módulo de elasticidad de 2540 MPa, el cual es bastante similar al de la dentina, por lo tanto, obtendríamos unos resultados lo más realistas posibles.

Las carillas de biopolímero reforzado con grafeno fueron fresadas mediante la fresadora (CAD VHF CAM K5 ejes) partiendo de un disco G-Cam.

Los 3 grupos fueron cementados con Panavia™ V5 siguiendo la recomendación del fabricante:

- se chorreó la carilla con óxido de alúmina de 110 micras a 2 bares de presión;
- se le aplicó aire a presión para limpiarla y se limpió con alcohol. (figuras 4.28 y 4.29);
- se procedió a la colocación de Panavia™ V5 en la cara interna de la restauración y se colocó sobre el diente;
- posteriormente se fotopolimerizó con la lámpara Woodpecker® Led H Ortho durante 3 segundos por cada cara para poder retirar los excesos de cemento con una sonda;
- a continuación, se procedió a la fotopolimerización completa durante 20 segundos por cada cara (mesial, distal, vestibular y palatina en el grupo overlap). (figuras 4.30-39)

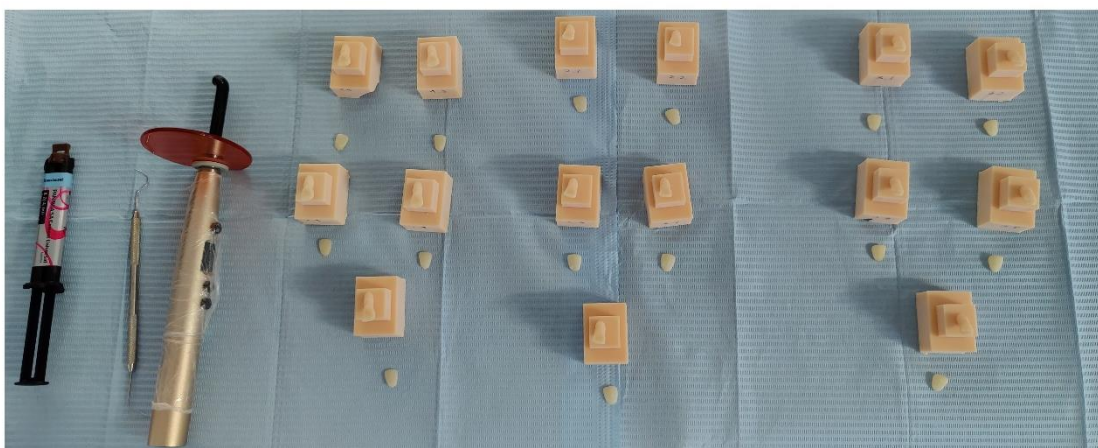


Figura 4.28: colocación de las carillas previo al cementado

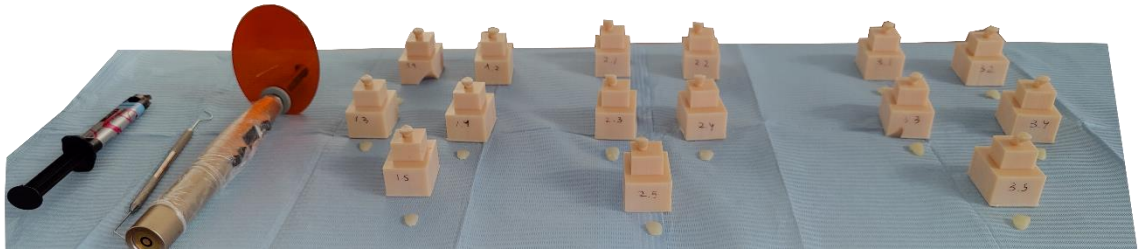


Figura 4.29: colocación de las carillas previo al cementado

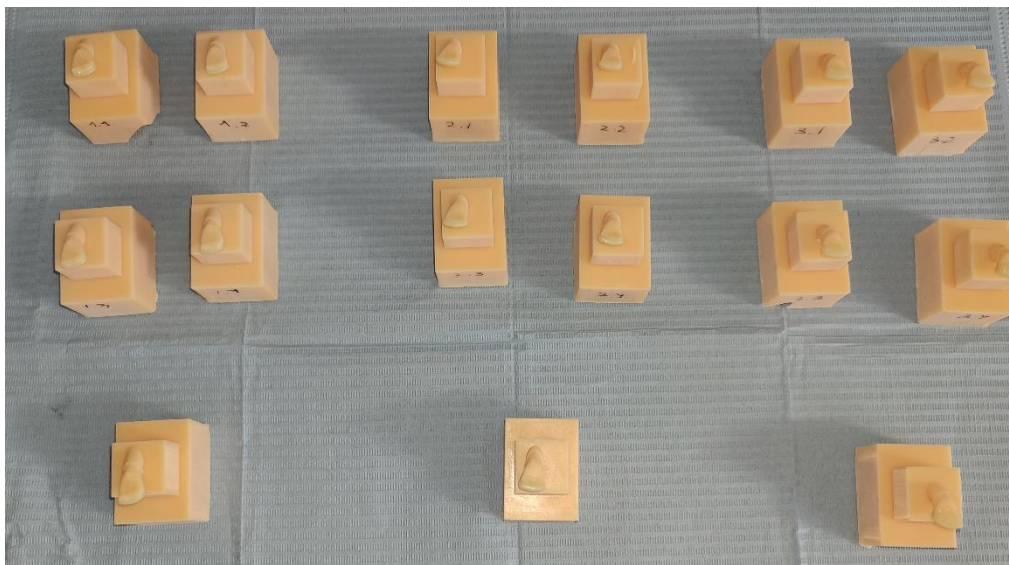


Figura 4.30: carillas cementadas

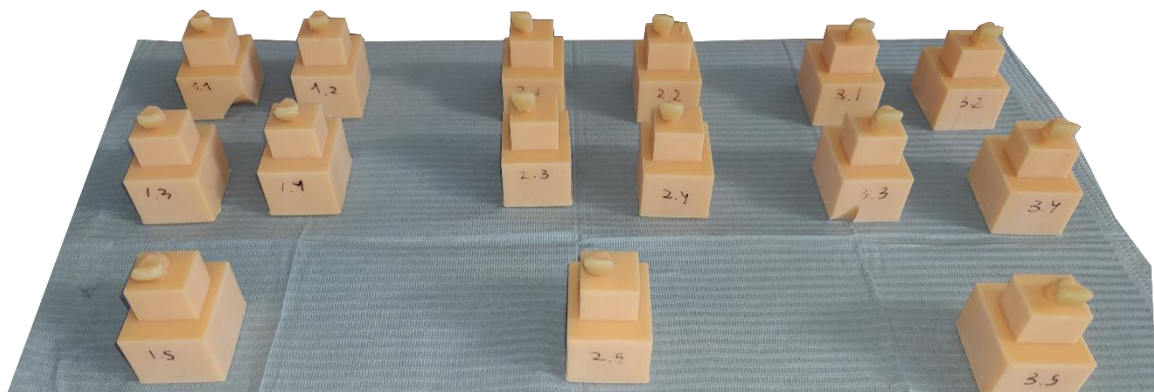


Figura 4.31: carillas cementadas



Figuras 4.32-34: grupo ventana cementado



Figuras 4.35-36: grupo pluma cementado



Figuras 4.37-39: grupo overlap cementado

Los dientes fueron colocados en el soporte de la máquina de ensayo universal (zwick Roel Z100). Y se activó, el percutor descendió a una velocidad 5 mm/min Hasta que detectó una disminución en la resistencia del diente, lo cual nos informaba de que se había producido una fractura. (figura 4.40)

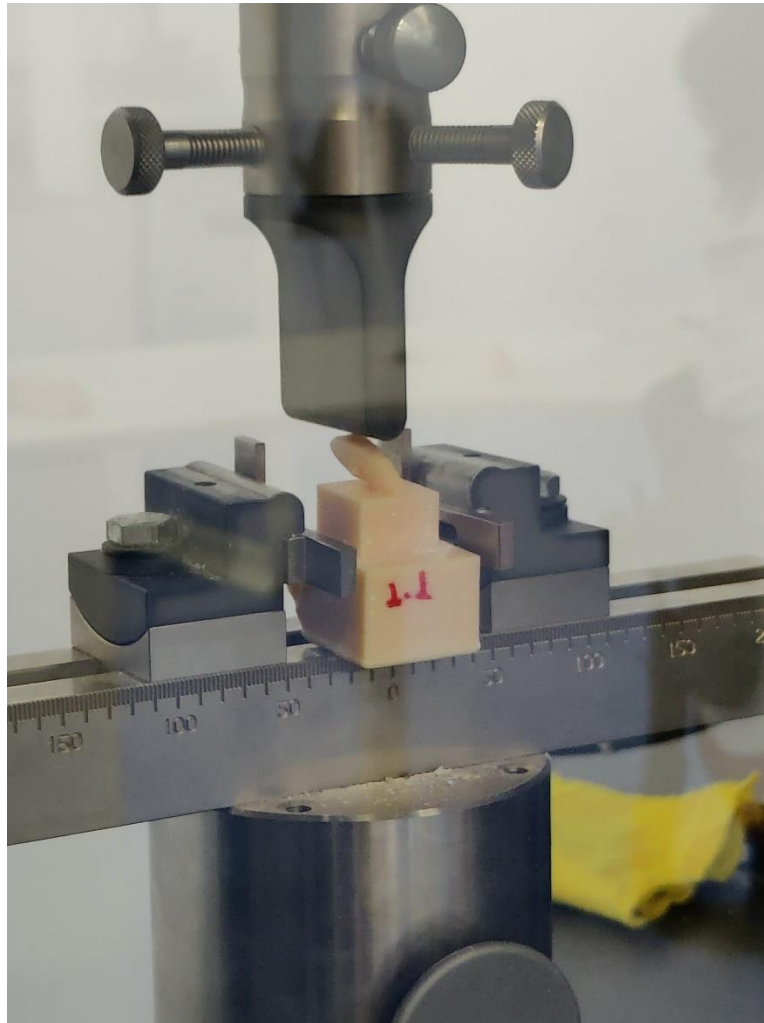


Figura 4.40: colocación del modelo en la máquina de ensayo

A través del programa de la máquina de ensayo universal (Zwick Roel Z100) se obtuvo una gráfica, la cual nos aportaba información sobre el módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura.

Los resultados obtenidos mediante el programa Testexpert, asociado a la máquina de ensayo universal (Zwick Roel Z100), fueron recogidos en MPa, bajo la norma ISO 20795-1 y se clasificaron en: descementado, fractura o fractura y descementado. A su vez la fractura se dividió en 3 subgrupos según su localización: incisal, gingival o combinada.

Para el análisis estadístico de los datos obtenidos (test de Shapiro-Wilk, Anova, Post-hoc y Kruskal-Wallis) se utilizó el programa SPSS® versión 27.0.



## 5.RESULTADOS.

### Test de Shapiro-Wilk

	Tipo de preparación	Estadístico	Gl	Sig.
Resistencia a la fractura	Ventana	,799	5	,079
	Pluma	,938	5	,653
	Overlap	,992	5	,986
Módulo de elasticidad	Ventana	,965	5	,843
	Pluma	,830	5	,139
	Overlap	,914	5	,489
Fallo de cohesividad	Ventana	,684	5	,006
	Pluma	,684	5	,006
	Overlap		5	
Tipo de fallo	Ventana	,473	5	<0,001
	Pluma	.	5	.
	Overlap	.	5	.
Localización de la fractura	Ventana	,367	5	,006
	Pluma	,367	5	,006
	Overlap	.	5	.

La prueba de normalidad Shapiro-Wilk nos otorga un valor mayor a  $p=0,05$ , por lo tanto, nos indica que la muestra en cuanto a resistencia a la fractura y módulo de elasticidad es normal, por tanto, procederemos a realizar el análisis de los datos paramétricos.

Sin embargo, para las variables: tipo de fallo, localización de fractura y fallo de cohesividad nos otorga una  $p<0,05$  por tanto trataremos la muestra como una variable no paramétrica en ese aspecto.

### Resistencia a la fractura:

Ventana	
Muestra	Resistencia a la fractura (MPa)
1	374
2	159
3	203
4	144
5	374



<b>Pluma</b>	
Muestra	Resistencia a la fractura (MPa)
1	86,5
2	116
3	130
4	137
5	148

<b>Overlap</b>	
Muestra	Resistencia a la fractura (MPa)
1	121
2	102
3	111
4	98,7
5	86,1

### Descriptivos

Resistencia a la fractura

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media	
					Límite inferior	Límite superior
Ventana	5	250,8000	114,53689	51,22246	108,5837	393,0163
Pluma	5	123,5000	23,71708	10,60660	94,0514	152,9486
Overlap	5	103,7600	13,13594	5,87457	87,4496	120,0704
Total	15	159,3533	92,23722	23,81555	108,2741	210,4326



### Descriptivos

Resistencia a la fractura

	Mínimo	Máximo
Ventana	144,00	374,00
Pluma	86,50	148,00
Overlap	86,10	121,00
Total	86,10	374,00

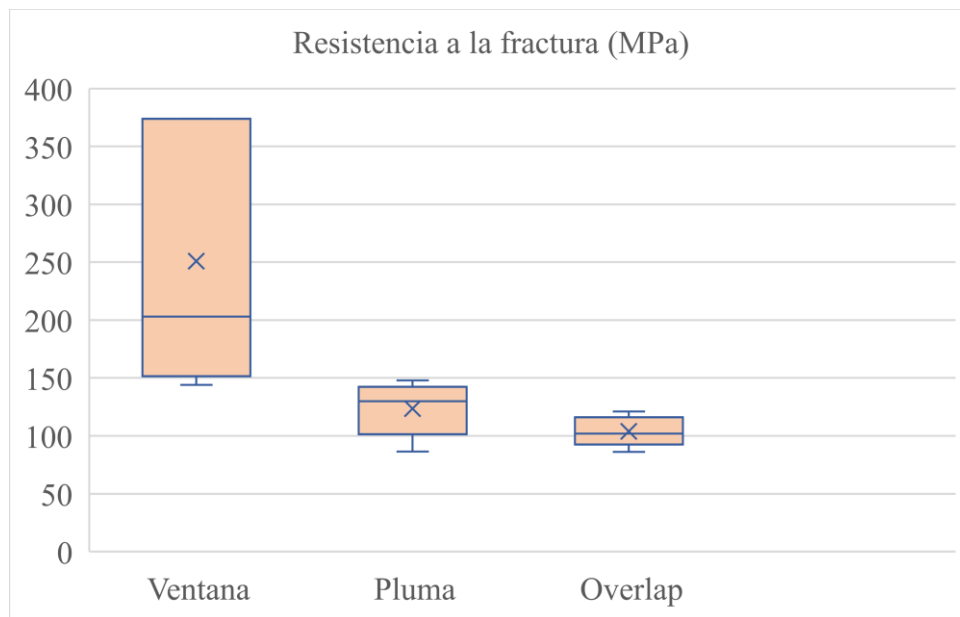


Figura 5.1: gráfico de cajas y bigotes que muestra la resistencia a la fractura

### ANOVA

Resistencia a la fractura

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	63692,865	2	31846,433	6,896	,010
Dentro de grupos	55415,012	12	4617,918		
Total	119107,877	14			



### Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la fractura

Bonferroni

(I) Tipo de preparación	(J) Tipo de preparación	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.
Ventana	Pluma	127,30000*	42,97868	,036
	Overlap	147,04000*	42,97868	,015
Pluma	Ventana	-127,30000*	42,97868	,036
	Overlap	19,74000	42,97868	1,000
Overlap	Ventana	-147,04000*	42,97868	,015
	Pluma	-19,74000	42,97868	1,000

Las pruebas de Anova y Bonferroni nos indican que hay diferencias significativas entre los grupos Ventana/Overlap y Pluma/Ventana, sin embargo, no establece diferencias significativas entre los grupos Pluma/Overlap. (Fig. 5.1)

### Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la fractura

Bonferroni

(I) Tipo de preparación	(J) Tipo de preparación	Intervalo de confianza al 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Ventana	Pluma	7,8419	246,7581
	Overlap	27,5819	266,4981
Pluma	Ventana	-246,7581	-7,8419
	Overlap	-99,7181	139,1981
Overlap	Ventana	-266,4981	-27,5819
	Pluma	-139,1981	99,7181

Módulo de elasticidad:

Ventana	
Muestra	Módulo de elasticidad (MPa)
1	4260
2	3030
3	4000
4	3580
5	4520



Pluma	
Muestra	Módulo de elasticidad (MPa)
1	3850
2	3900
3	8280
4	8300
5	9910

Overlap	
Muestra	Módulo de elasticidad (MPa)
1	4960
2	4820
3	4940
4	5610
5	3910

### Descriptivos

Módulo de elasticidad

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media	
					Límite inferior	Límite superior
Ventana	5	3878,0000	587,55425	262,76225	3148,4550	4607,5450
Pluma	5	6848,0000	2793,45127	1249,26939	3379,4721	10316,5279
Overlap	5	4848,0000	608,74461	272,23887	4092,1437	5603,8563
Total	15	5191,3333	2018,00774	521,04736	4073,7979	6308,8688

### Descriptivos

Módulo de elasticidad

	Mínimo	Máximo
Ventana	3030,00	4520,00
Pluma	3850,00	9910,00
Overlap	3910,00	5610,00
Total	3030,00	9910,00

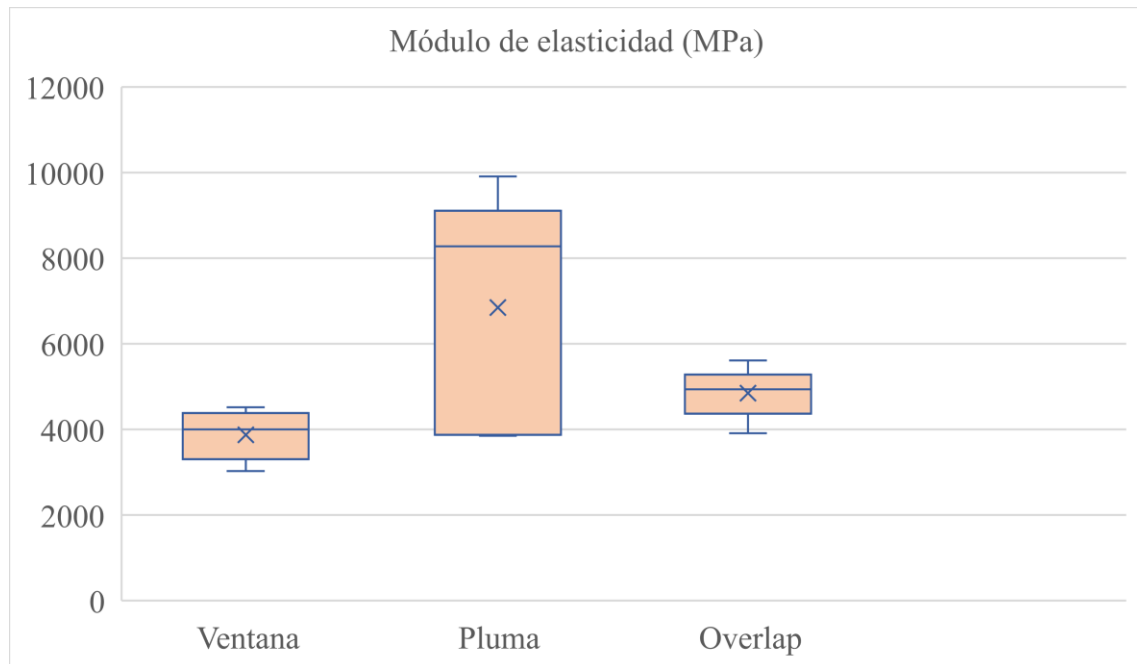


Figura 5.2: gráfico de cajas y bigotes que muestra el módulo de elasticidad

### ANOVA

Módulo de elasticidad

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	22936333,33	2	11468166,66	4,038	,046
Dentro de grupos	34076640,00	12	2839720,000		
Total	57012973,33	14			



### Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Módulo de elasticidad

Bonferroni

(I) Tipo de preparación	(J) Tipo de preparación	Intervalo de confianza al 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Ventana	Pluma	-5932,3081	-7,6919
	Overlap	-3932,3081	1992,3081
Pluma	Ventana	7,6919	5932,3081
	Overlap	-962,3081	4962,3081
Overlap	Ventana	-1992,3081	3932,3081
	Pluma	-4962,3081	962,3081

### Pruebas post hoc

### Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Módulo de elasticidad

Bonferroni

(I) Tipo de preparación	(J) Tipo de preparación	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.
Ventana	Pluma	-2970,00000*	1065,78047	,049
	Overlap	-970,00000	1065,78047	1,000
Pluma	Ventana	2970,00000*	1065,78047	,049
	Overlap	2000,00000	1065,78047	,255
Overlap	Ventana	970,00000	1065,78047	1,000
	Pluma	-2000,00000	1065,78047	,255

Las pruebas de Anova y Bonferroni nos indican que solamente hay diferencias significativas entre los grupos Ventana/Pluma. (Fig. 5.2)



### Prueba de Kruskal-Wallis

		Rangos	
Tipo de fallo	Tipo de preparación	N	Rango promedio
	ventana	5	7,00
	pluma	5	8,50
	overlap	5	8,50
	Total	15	

### Estadísticos de prueba<sup>a,b</sup>

	Tipo de fallo
H de Kruskal-Wallis	2,000
gl	2
Sig. asin.	,368

- a. Prueba de Kruskal Wallis  
b. Variable de agrupación: Tipo de preparación

La prueba de Kruskal-Wallis para variables no paramétricas indica que no existen diferencias significativas entre el tipo de preparación y el tipo de fallo. (Fig. 5.3)

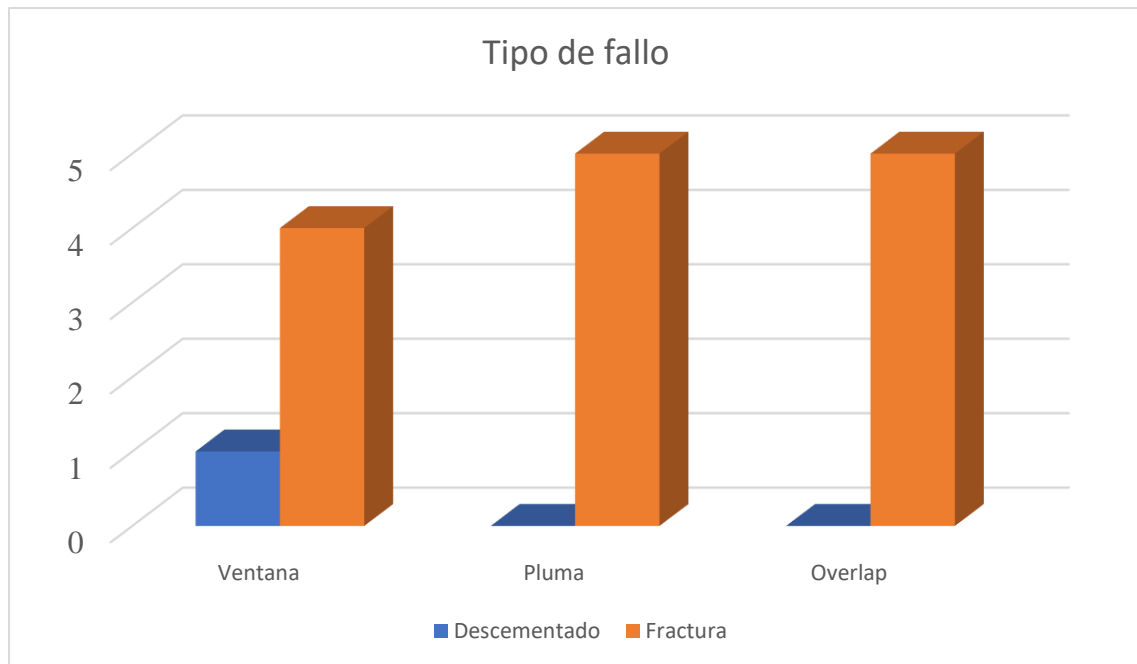


Figura 5.3: gráfico de barras que muestra el tipo de fallo

### Prueba de Kruskal-Wallis

		Rangos	
		Tipo de preparación	N
			Rango promedio
Fallo de cohesividad	Ventana	5	9,50
	Pluma	5	9,50
	Overlap	5	5,00
	Total	15	

### Estadísticos de prueba<sup>a,b</sup>

Fallo de cohesividad	
H de Kruskal-Wallis	4,667
gl	2
Sig. asin.	,097

a. Prueba de Kruskal Wallis

b. Variable de agrupación: Tipo de preparación

La prueba de Kruskal-Wallis para variables no paramétricas indica que no existen diferencias significativas entre el tipo de preparación y el fallo de cohesividad. (Fig. 5.4 y 5.5)

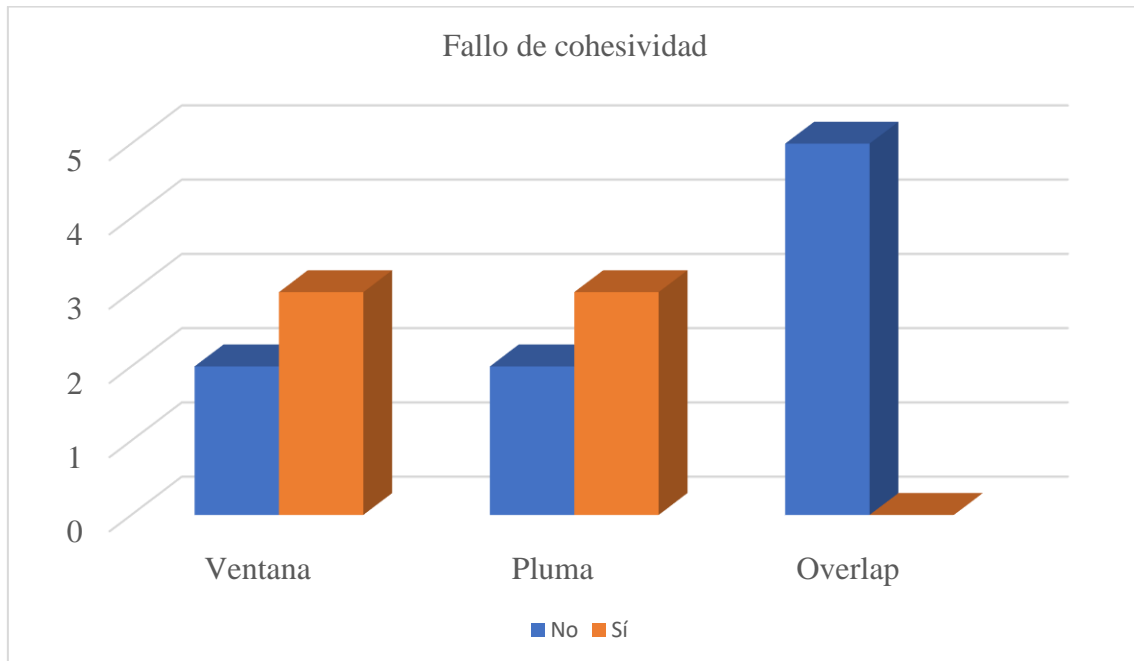


Figura 5.4: gráfico de barras que muestra la distribución en cuanto si hubo presencia de fallo de cohesividad

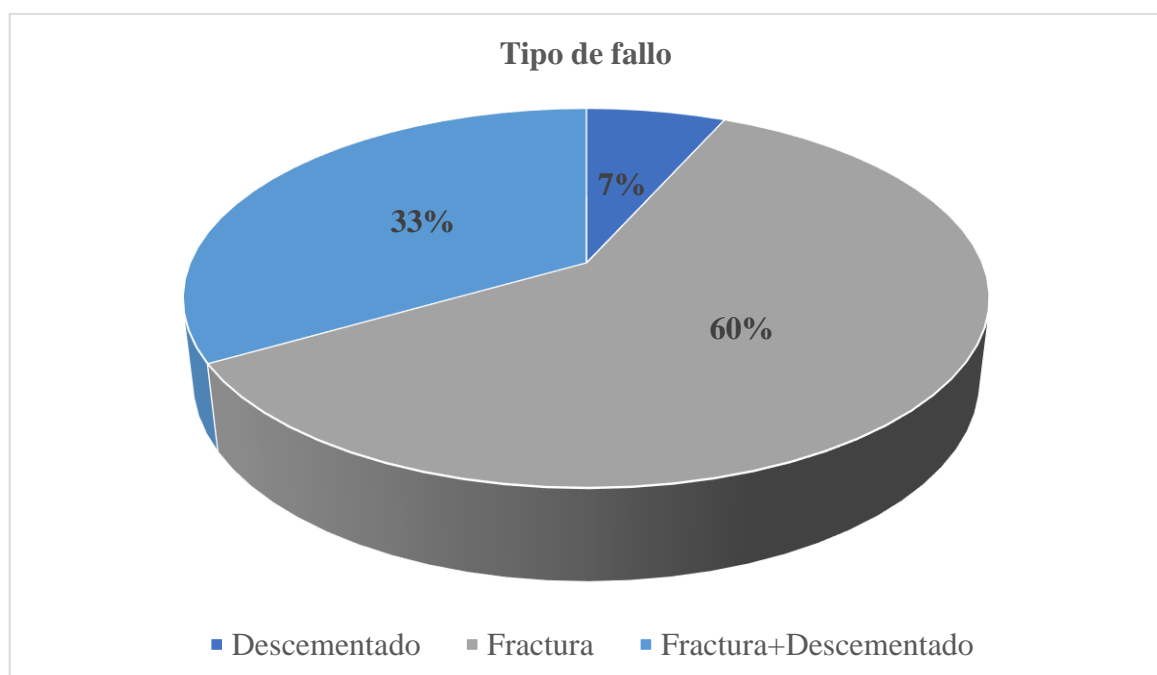


Figura 5.5: gráfico circular que muestra la distribución de los tipos de fallo



### Prueba de Kruskal-Wallis

	Rangos		Rango promedio
	Tipo de preparación	N	
Localización de la fractura	Ventana	5	7,00
	Pluma	5	6,70
	Overlap	5	10,30
	Total	15	

### Estadísticos de prueba<sup>a,b</sup>

	Localización de la fractura
H de Kruskal-Wallis	2,397
gl	2
Sig. asin.	,302

a. Prueba de Kruskal Wallis

b. Variable de agrupación: Tipo de preparación

La prueba de Kruskal-Wallis para variables no paramétricas indica que no existen diferencias significativas entre el tipo de preparación y la localización de la fractura. (Fig. 5.6-12)

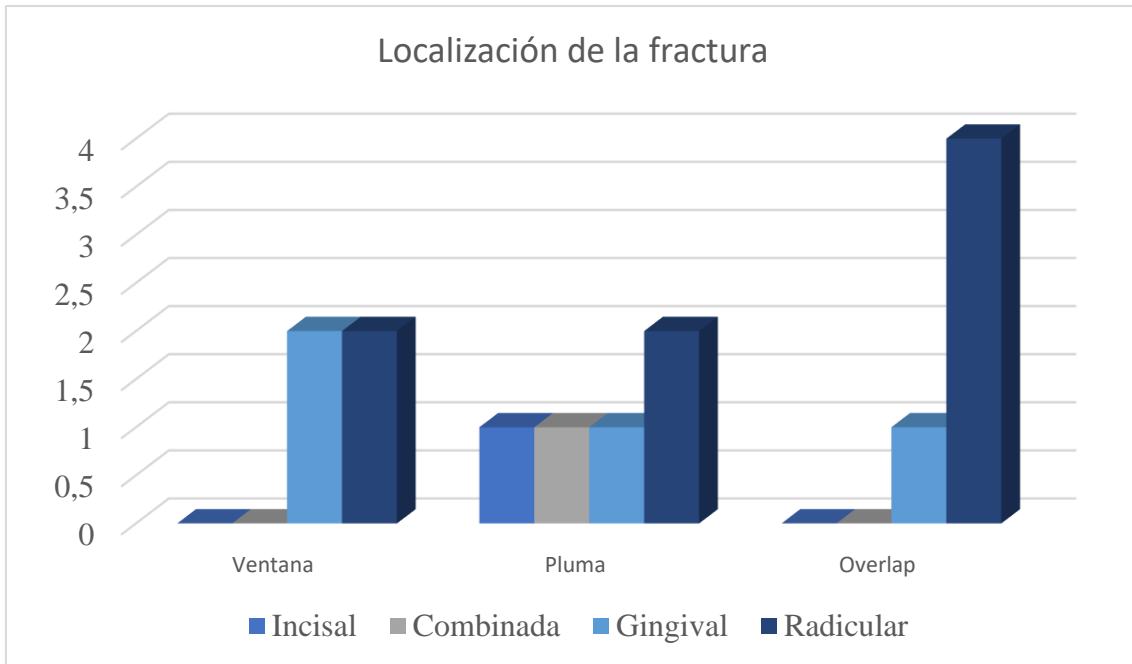


Figura 5.6: gráfico de barras que muestra las distintas localizaciones de las fracturas

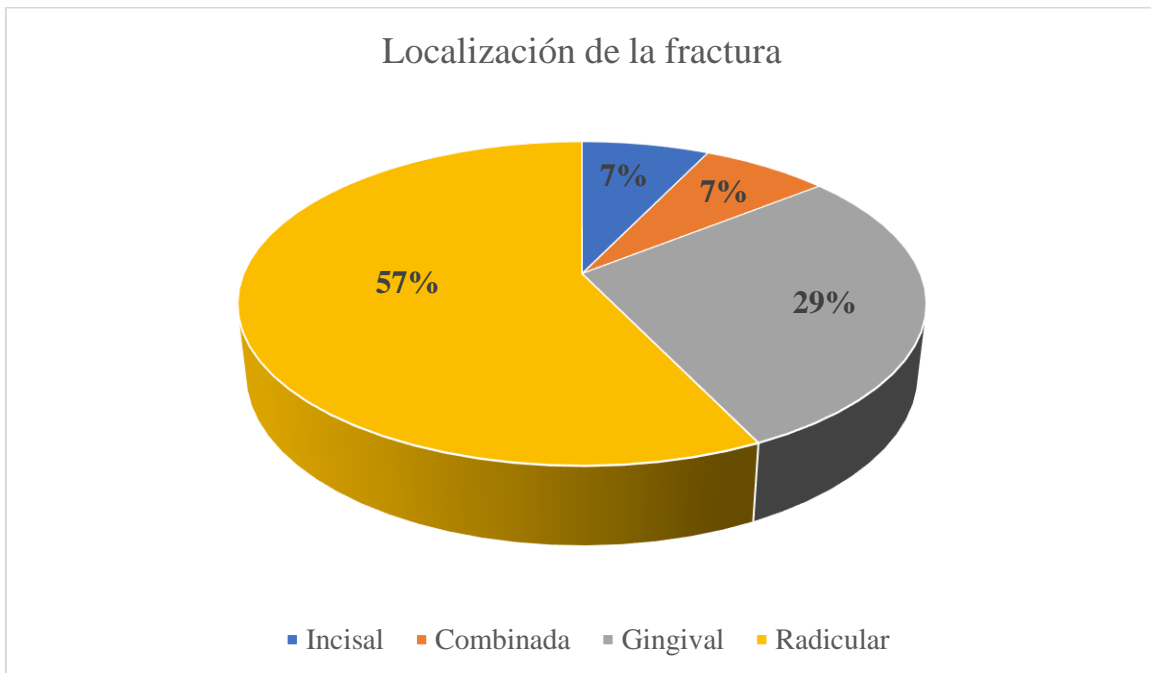


Figura 5.7: gráfico circular que muestra la distribución de localizaciones de fractura



Figura 5.8: fotografía de muestra 1.1 que presenta descementado sin fractura.



Figura 5.9: fotografía de muestra 2.1 que presenta descementado con fractura combinada tanto de la base como de la carilla.



Figura 5.10: fotografía de muestra 1.1 que presenta descementado con fractura incisal de la base.



Figura 5.11: fotografía de muestra 1.5 que presenta fractura gingival sin descementado



Figura 5.12: fotografía de muestra 3.4 que presenta fractura radicular sin descementado



Tipo de preparación:	$E_f$	$\sigma_{fM}$	Tipo de fallo			Localización del fallo			
			Dc	Dc+F	F	Inc.	Com.	Gin.	Rad.
Ventana	3878±587	250±114	1	3	1	-	-	2	2
Pluma	6848±2793	123±23	-	3	2	1	1	1	2
Overlap	4848±608	103±13	-	-	5	-	-	1	4
Total	5191±2018	159±92	1	6	8	1	1	4	8

$E_f$ =módulo de elasticidad,  $\sigma_{fM}$ =resistencia a la fractura, Dc= Descementado, F=fractura, Dc+F=Descementado y fractura, Inc=Incisal, Com=combinada, Gin=gingival, Rad=radicular.

## 6.DISCUSIÓN.

En cuanto al módulo de elasticidad de las carillas de biopolímero reforzado con grafeno obtuvimos unos resultados superiores al estudio de García, en el cual compararon las propiedades mecánicas de láminas con unas medidas de 40x15x2 mm elaboradas a partir de un disco de G-CAM de biopolímero reforzado con grafeno y un disco VITA YZ® ST de ZrO<sub>2</sub>; en este estudio se obtuvo un módulo elástico medio de 2190 MPa para la lámina de biopolímero reforzado con grafeno, mientras que para la lámina de ZrO<sub>2</sub> el módulo de elasticidad medio fue de 26560 MPa. (80)

Sin embargo, estos datos distan mucho de los obtenidos en los estudios de Alsadon y Alghazzawi en los cuales se obtuvieron unos módulos de elasticidad para carillas y coronas de 210000 MPa para ZrO<sub>2</sub>, 95000 MPa para disilicato de litio, 82000 MPa para cerámicas feldespáticas y de 4500 MPa para el composite VITAVM® LC. Estos resultados nos indican que las carillas realizadas con biopolímero reforzado con grafeno se aproximarían mucho más al módulo elástico de las restauraciones elaboradas con composites que a las restauraciones cerámicas (81-82). Según Archangelo y cols. el módulo elástico de la dentina es de 15000 MPa, por tanto nos aproximaríamos mucho más con las restauraciones de composite y biopolímero reforzado con grafeno a esta cifra que con las cerámicas (83).

Esto es de gran importancia ya que un módulo de elasticidad aproximado al de la dentina por parte del material de restauración, proporcionará al diente una mejor distribución de las fuerzas tal y como se observó en el estudio de Penteado y cols. (84)

En cuanto a la resistencia a la fractura también obtuvimos resultados superiores al estudio de García, en el cual se obtuvo una media de resistencia a la fractura de 88,2 MPa para las láminas de biopolímero reforzado con grafeno mientras que para las láminas de ZrO<sub>2</sub> la media de resistencia a la fractura fue de 517,4 MPa. (80)

En cambio, en el estudio de Alghazzawi y cols. se determinó que la resistencia a la fractura fue de 1200 MPa para las carillas de ZrO<sub>2</sub>, 360±60 MPa para las de disilicato de litio y de 111 MPa para las feldespáticas. (81)



Los resultados de estos estudios comparados con los de nuestro estudio situarían a las carillas de biopolímero reforzado con grafeno en una posición intermedia entre las carillas de disilicato de litio y las feldespáticas en cuanto a resistencia a la fractura.

Los resultados de nuestro estudio nos mostraron que el tipo de preparación que otorga una mayor a la resistencia a la fractura es el tipo ventana respecto a overlap y pluma, no habiendo diferencias significativas entre los dos últimos. Sin embargo, entre los distintos estudios existen grandes diferencias en cuanto a estas conclusiones. En el estudio de Jankar y cols. se analizó la influencia del tipo de preparación (ventana, pluma y overlap) en la resistencia a la fractura de carillas de cerámicas feldespáticas; en este estudio llegaron a la conclusión de que el tipo de preparación que otorgaba una mayor resistencia a la fractura fue el tipo overlap, con muy poca diferencia respecto al grupo pluma. Sin embargo, estos grupos presentaron un 33% más de resistencia a la fractura que el grupo ventana. (85)

En el artículo de Chai y cols. se realizó una revisión sistemática de 12 artículos en los que se analizaba la resistencia a la fractura de las carillas en estudios *in vitro*. Llegaron a la conclusión de que el tipo de preparación que otorgaba una mayor resistencia a la fractura era el tipo pluma, mientras que el tipo overlap aumentaba la propensión a la fractura dental. (86)

Sin embargo, el estudio de Alghazzawi y cols. nos otorga unos datos muy importantes; en este estudio se comparó la resistencia a la fractura de carillas de  $ZrO_2$ , disilicato de litio y cerámicas feldespáticas con los tipos de preparaciones pluma y overlap. Los resultados mostraron que la resistencia a la fractura en las carillas de  $ZrO_2$ , no se veía prácticamente alterada por el tipo de preparación, con una diferencia de 20N entre los dos tipos, mientras que en el grupo de disilicato de litio hubo una diferencia de 43N a favor del grupo pluma y en las feldespáticas hubo una diferencia de 85N a favor del grupo overlap. (81) Los resultados de estos estudios nos indican que no podemos establecer un tipo de preparación como el ideal para todo tipo de carillas, ya que dependiendo de su composición cada unas se ven favorecidas por un tipo de preparación.

Por último, en relación con la resistencia a la fractura, es importante recalcar la angulación de la muestra frente a la máquina de ensayos, variando en los estudios previamente citados entre 90° y 135°. El estudio de Arora y cols. evaluó la resistencia a la fractura de carillas



feldespáticas ante distintos tipos de preparaciones y de aplicaciones de fuerza. En este estudio se compararon los tipos de preparación pluma y overlap anguladas a 60° y 125°. Los resultados reflejaron que la angulación a 125° aumentó la resistencia a la fractura en un 13% en el grupo pluma y un 15% en el grupo overlap. (87)

En cuanto al tipo de fallo y su localización, los resultados de nuestro estudio distan mucho de los obtenidos en el estudio de Alghazzawi, presentando estos unas tasas de descementado mucho más altas (28%) que las obtenidas en nuestro estudio (6%); sin embargo, si valoráramos el fallo de cohesividad en nuestro estudio, es decir, cuando se produjo el descementado combinado con la fractura, obtendríamos una tasa de descementado del 40%, sin embargo, no es posible compararlo con su estudio ya que ellos no aportaron ese dato. (81)

Obtuvimos unos resultados similares al estudio de Arora y cols. en el cual, de 16 muestras analizadas, tan sólo en una se produjo un descementado sin asociación a la fractura del diente. También concuerda con nuestro estudio en cuanto a las carillas fracturadas, obteniendo un 10% frente al 13% de nuestro estudio. (87)

En relación con la localización de la fractura obtuvimos resultados muy dispares a los estudios de Arora, Alghazzawi y Zlatanovska, en los cuales la mayoría de los fallos, se produjeron en la zona incisal del diente independientemente del tipo de preparación en el diente, a excepción del estudio de Zlatanovska que mostró una mayor incidencia de fracturas combinadas en el grupo pluma. (88)



## 7. CONCLUSIONES.

- El biopolímero reforzado con grafeno es una buena opción para la elaboración de carillas dentales, debido a sus buenas propiedades mecánicas y, sobre todo, a su excelente módulo de elasticidad; sin embargo, no podemos concluir qué tipo de preparación es la más adecuada, ya que cada una sobresale en aspectos diferentes.
- El tipo de preparación que más aumentó la resistencia a la fractura fue el tipo ventana, seguido de los tipos pluma y overlap.
- El tipo de preparación que otorgó un módulo de elasticidad más favorable fue el tipo pluma, seguido de los tipos overlap y ventana.
- Tanto la resistencia a la fractura por parte de las carillas como la cohesión entre ellas y el modelo fueron excelentes, amplificándose en el grupo overlap, en el cual no se produjo ningún descementado; a su vez, la localización de la fractura predominante en los distintos grupos fue la radicular.



## 8.BIBLIOGRAFÍA.

1. Duzyol M, Duzyol E, & Seven, N. Fracture Resistance of Laminate Veneers Made with Different Cutting and Preparation Techniques. *International Journal of Dental Sciences and Research*. 2016;4:42-8.
2. Kosovka B, Vesna B, Slodoban M, Slodoban P, Bojan M, Jovana M. Porcelain veneers-preparation design: A retrospective review. *Hemijaska industrija*. 2014;68:179-92.
3. Hornbrook D, Crispin B. Indirect and direct composite restorations, in: B. Crispin, *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. Quintessence. 1994;1:137–54.
4. Faunce F, Myers D. Laminate veneer restoration of permanent incisors. *J. Am. Dent. Assoc.* 1976;93:790-2.
5. Galdames B, Brunoto M, Marcus N, Grandon F, Priotto E, Galdames B, et al. Diferentes Protocolos de Grabado Ácido en Dentina; Estudio Micromorfológico. *Rev Clínica Periodoncia Implantol Rehabil Oral*. 2018;11(2):91-7.
6. Roberts G.J. Mastique acrylic laminate veneers. Clinical evaluation over two years, *Br. Dent. J.* 1983;155:85–8.
7. Mink R, Timmons J:H. Laminate veneers. *Dent. Clin. North. Am.* 1984;28:187–203
8. Clyde J.S., Gilmour A. Porcelain veneers: A preliminary review. *Br. Dent. J.* 1988;164:9–14.
9. Goldstain R. Legal considerations, in: *Esthetics in dentistry, principles, communications, treatment methods*. B.C. Decker Inc. 1988;1:65–82.
10. Horn H.R. A new lamination: Porcelain bonded to enamel, *N. Y. State Dent. J.* 1983;49:401–3.
11. Calamia J.R. The etched porcelain veneer technique. *N. Y. State Dent. J.* 1988;54:48–50.
12. Weinberg L.A. Tooth preparation for porcelain laminates. *N. Y. State Dent. J.* 1989;55:25–8.
13. Levin R.P. The future of porcelain laminate veneers. *J. Esthet. Dent.* 1989;1:45–6.



14. Tay W, Lynch E, Auger D. Effects of some finishing techniques on cervical margins of porcelain laminates. *Quintessence Int.* 1987;18:599–602.
15. Nasedkin J.N. Current perspectives on esthetic restorative dentistry. Part I. Porcelain laminates. *J. Can. Dent. Assoc.* 1988;54:248–55.
16. Bertolotti R.L. Indirect veneers. *CDA J.* 1988;16:37–42.
17. Đurišić S, Milić-Lemić A, Obradović-Đuričić K, Popović O. Instrumental detection of the tooth colour in prosthodontic reconstruction. *Stomatol. Glas.* 2000;54:240–7.
18. Brasseler USA Dental Instrumentation. 4151 Team Atlanta: Laminate Veneer Preparation System [Internet]. 2022 [citado el 24 de febrero de 2022]. Disponible en: <https://shop.brasselerusa.com/Catalog/Procedure-Systems/Laminate-Veneer/013218U0>.
19. Christensen G.J. Have porcelain veneers arrived? *J. Am. Dent. Assoc.* 1991;122:81.
20. Hui K, Williams B, Davis E, Holt R.D. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br. Dent. J.* 1991;171:51-5.
21. Haralur SB. Microleakage of porcelain laminate veneers cemented with different bonding techniques. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(2):166-71.
22. Sorensen JA, Strutz JM, Avera SP, Materdomini D. Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J. Prosthet. Dent.* 1992;67:16-22.
23. Zaimoğlu A, Karaağaçlıoğlu L. Microleakage in porcelain laminate veneers. *J. Dent.* 1991;19:369-72.
24. Lacy AM, Wada C, Du W, Watanabe L. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J. Prosthet. Dent.* 1992;67:7-10.
25. Wall Jg, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int. J. Prosthodont.* 1992;5:441-6.
26. Shaini FJ, Shortall AC, Marquis PM. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J. Oral Rehabil.* 1997;24:553–9.
27. Friedman MJ. A 15-year review of porcelain veneer failure: a clinician's observations. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 1998;19:625–8.



28. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service:Part II - clinical results, *Int. J. Prosthodont.* 2000;13:9-18.
29. Troedson M, Dérand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *J. Prosthet. Dent.* 1999;82:518–24.
30. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J. Prosthet. Dent.* 1999;81:327–34.
31. Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J. Prosthet. Dent.* 1993;70:395–402.
32. Kelsey WP, Latta MA, Blankenau RJ. Effect of provisional restorations on dentin bond strengths of resin cements. *Am. J. Dent.* 1998;11:67–70.
33. Brunton PA, Aminian A, Wilson NHF. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br. Dent. J.* 2000;189:260–2.
34. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J. Prosthet. Dent.* 1999;81.
35. Anusavice KJ, Lee RB. Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J. Dent. Res.* 1989;68:1075–81.
36. Addison O, Fleming GJP, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent. Mater.* 2003;19:291–7.
37. Magne P, Belser U. Evolution of indications for anterior bonded porcelain restorations, in bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach. Quintessence Pub. Co., Chicago, IL. 2002:129–78.
38. Magne P, Douglas WH. Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown-fractured incisors. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 1999;19:543–53.
39. Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: Continuous evolution of indications. *J Esthet Dent.* 1997;9:197- 207
40. The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94:10-92.



41. Magne P, Belser U, Santos Alemany A, Douglas WH. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores: método biomimético. Barcelona, España; Berlin: Quintessence Books; 2004.
42. Albanesi RB. Incisal coverage or not in ceramic laminate veneers: A systematic review and metaanalysis. *Journal of Dentistry*. 2016;52:1-7.
43. Ortiz-Calderón, G, & Gómez-Stella, L. Aspectos relevantes de la preparación para carillas anteriores de porcelana: Una revisión. *Revista Estomatológica Herediana*. 2016;26(2):110-6.
44. Horn HR. Porcelain laminate veneer bonded to etched enamel: A review. *Dent Clin North Am*. 1983;27:671–84.
45. Chai SY, Bennani V, Aarts JM, Lyons K. Incisal preparation design for ceramic veneers: A critical review. *J Am Dent Assoc* 1939. 2018;149(1):25-37.
46. Taskonak B, Anusavice K, Mecholsky J. Role of investment interaction layer on strength and toughness of ceramic laminates. *Dent Mater*. 2004;20:701–8.
47. Shuman IE. Esthetic treatment with a pressed ceramic veneer material: Case reports. *Dent Today*. 2004;23:80–4.
48. Mormann WH. The evolution of CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(Suppl):7–13.
49. Meijering AC, Roelers FJ, Mulder J, Creugers NH. Patients satisfaction with different veneers restorations. *J Dent*. 1997;25:293-497.
50. Magne P, Douglas WH. Porcelain veneers: Dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont*. 1999;12:111-21.
51. Magne P, Douglas WH. Cumulative effect of successive restorative procedures on anterior crown flexure: Intact versus veneered incisors. *Quintessence Int*. 2000;31:5-18.
52. Reeh ES, Ross GK. Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation. *Dent Mater*. 1994;10:247-52.
53. Lacy AM, Wada C, Du W, Watanabe L. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent*. 1992;67:7-10.
54. Kreulen CM, Creugers NH, Meijering AC. Meta-analysis of anterior veneer restorations in clinical studies. *J Dent*. 1998;26:345-53.



55. Magne P, Douglas WH. Cumulative effect of successive restorative procedures on anterior crown flexure: Intact versus veneered incisors. *Quintessence Int.* 2000;31:5-18.
56. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000;20:441-57.
57. Lin CP, Douglas WH. Structure property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction. *J Dent Res.* 1994;73:1072-78.
58. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent.* 1999;81:327-34.
59. De Long R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent Mater.* 1989;5:266-71.
60. Calamia JR . Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am J Dent.* 1989;2:9-15.
61. Marshall SJ, Balooch M, Habelitz S, Balooch G, Gallagher R, Marshall GW. The dentin–enamel junction a natural, multilevel interface. *J Eur Ceram Soc.* 2003;23(15):2897-904.
62. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, VuylstekeWauters M, Vanherle G. Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int.* 1998;29:211-21.
63. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compendium of continuing education in dentistry.* 2002;23:611-614.
64. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *The International journal of prosthodontics.* 1996;9:434-9.
65. Jandt KD, Sigusch BW. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater.* 2009;25:1001–6.
66. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.* 1995;22:43-7.
67. Besek M, Mormann WH, Persi C, lutz F. The curing of composites under Cerec inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1995;105:1123-8.



68. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.* 2001;28:95-101.
69. Sadoun M , Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: A new surface treatment. *Dent Mater.* 1994;10:185-9.
70. Barghi N. To silanate or not to silanate: Making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent.* 2000;21:659-62.
71. Malik S, Ruddock FM, Dowling AH, Byrne K, Schmitt W, Khalakhan I, Nemoto Y, Guo H, Shrestha LK, Ariga K, & Hill, J P. Graphene composites with dental and biomedical applicability. *Beilstein journal of nanotechnology.* 2018;9:801–808.
72. Sarosi C, Biris AR, Antoniac A, Boboia S, Alb C, Antoniac I, Moldovan M. The influence of Graphene in Improvement of Physico-Mechanical Properties in PMMA Denture Base. *Materials (Basel).* 2019;12(14):2335.
73. Zamorano Pino X, Valenzuela Aránguiz V, Peña Juliá V, Saul Pino C. Micromorfología superficial de 2 cerámicas grabables tratadas con diferentes ácidos. *Rev Clínica Periodoncia Implantol Rehabil Oral.* 2016;9(1):30-5.
74. Xie H, Cao T, Rodríguez-Lozano FJ, Luong-Van EK, Rosa V. Graphene for the development of the next-generation of biocomposites for dental and medical applications. *Dent Mater.* 2017;33(7):765-74.
75. Gkogkas E. Influence of silane treatment of all-ceramic surfaces (e-max) on the cementation with tooth Dentine. The interface observation. 2018;6.
76. 3DPARTNERSHOP.COM - Your trusted partner in 3D business - [Internet]. 3dpartnershop.com. [citado 15 de mayo de 2022]. Disponible en: <https://3dpartnershop.com/>.
77. Wash Cure 2.0 Anycubic Máquina de Curado 3D [Internet]. Kimera 3D. [citado 15 de mayo de 2022]. Disponible en: <https://kimera3d.com/tienda/wash-cure-2-0-anycubic-maquina-de-curado-3d/>.
78. FRESADORA VHF CAM K5 5 EJES [Internet]. [citado 15 de mayo de 2022]. Disponible en: <https://www.proclinic.es/tienda/fresadora-vhf-cam-k5-5-ejes.html>.
79. Modernización de máquinas de ensayos estáticos de materiales con ZwickRoell [Internet]. Modernización de máquinas de ensayos estáticos de materiales con ZwickRoell. [citado 15 de mayo de 2022]. Disponible en:



- <https://www.zwickroell.com/es/productos/modernizacion-de-sistemas-de-ensayos/modernizacion-de-maquinas-electromecanicas-de-ensayos-estaticos-de-materiales/>.
80. Evaluación de las propiedades mecánicas de flexión de materiales CAD/CAM de polímero con grafeno y circona Estudio experimental in vitro. [Trabajo de fin de grado]. Universidad Complutense de Madrid; 2021.
  81. Alsadon O, Patrick D, Johnson A, Pollington S, Wood D. Fracture resistance of zirconia-composite veneered crowns in comparison with zirconia-porcelain crowns. *Dent Mater J*. 2017;36(3):289-295.
  82. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Janowski GM. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *J Prosthet Dent*. 2012;108(6):386-393.
  83. Archangelo CM, Rocha EP, Anchieta RB, et al. Influence of buccal cusp reduction when using porcelain laminate veneers in premolars. A comparative study using 3-D finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2011;55(4):221-227.
  84. Penteadó MM, Tribst JPM, Dal Piva AM, et al. Mechanical behavior of conceptual posterior dental crowns with functional elasticity gradient. *Am J Dent*. 2019;32(4):165-168.
  85. Jankar AS, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M, Chaware S. Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study. *J Int Oral Health*. 2014;6(1):48-54.
  86. Chai SY, Bennani V, Aarts JM, Lyons K. Incisal preparation design for ceramic veneers: A critical review *J Am Dent Assoc*. 2018;149(1):25-37.
  87. Arora A, Upadhyaya V, Arora SJ, Jain P, Yadav A. Evaluation of fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs and loading conditions: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017;17(4):325-331.
  88. Zlatanovska KA, Dimova C, Gigovski N, Korunoska-Stevkovska V, Longurova N. Fracture Localisation of Porcelain Veneers with Different Preparation Designs. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019;7(10):1675-1679.

## LA INFLUENCIA DEL TIPO DE PREPARACIÓN EN LAS CARILLAS DE BIOPOLÍMERO REFORZADO CON GRAFENO . UN ESTUDIO *IN VITRO*

Martínez MA<sup>1</sup>, Monterde M<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Católica de Valencia San Vicente Mártir. Facultad de Medicina y Odontología



### INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia, se han llevado a cabo numerosos estudios que pretendían determinar qué tipo de tallado otorgaba una mayor resistencia a la fractura; también se han realizado estudios comparando los distintos materiales para la elaboración de carillas. Sin embargo, a día de hoy no se ha establecido un claro consenso sobre qué tipo de preparación es la óptima a la hora de aumentar la resistencia a la fractura.

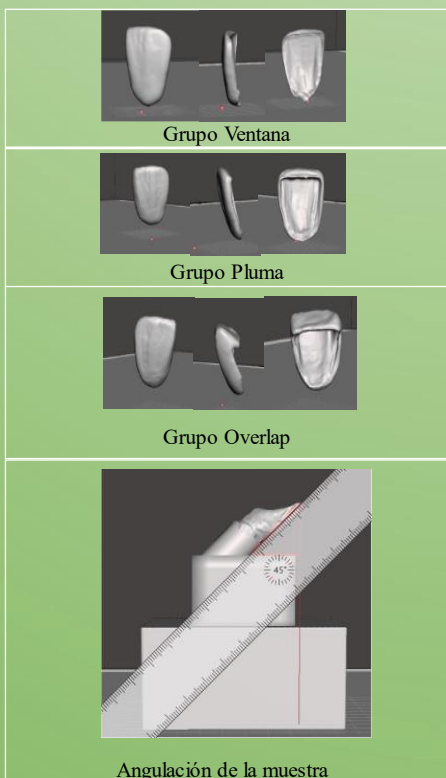
En los últimos años con el auge del grafeno como material en el ámbito médico, se presentan distintas aplicaciones en el ámbito odontológico, tales como implantes, coronas, carillas... Sin embargo, al ser un material tan novedoso, no hay apenas estudios en los que se reflejen sus propiedades aplicadas a la Odontología.

### OBJETIVOS

Los objetivos de este estudio son: determinar la resistencia a la fractura de las carillas de biopolímero reforzado con grafeno según los distintos tipos de tallados y analizar el tipo de fractura y su localización mediante el uso de microscopio electrónico.

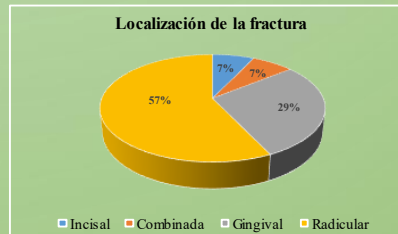
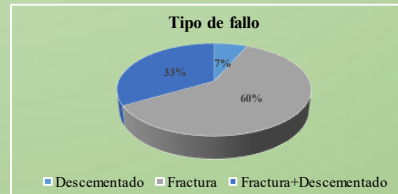
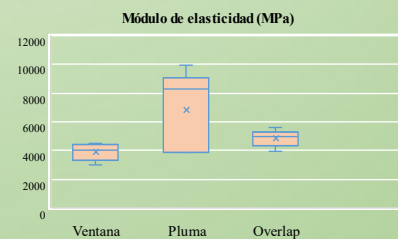
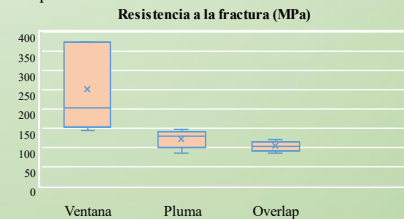
### METODOLOGÍA

Fueron diseñados mediante impresión 3D 15 dientes, partiendo de la base de un incisivo maxilar derecho. Fueron divididos en 3 grupos según los parámetros para preparación de carillas dentales establecidos: grupo 1 (ventana), grupo 2 (pluma), grupo 3 (overlap). Fueron elaboradas 5 carillas de biopolímero reforzado con grafeno para cada grupo, siguiendo las necesidades que presentaba cada modelo. Una vez cementadas se colocaron con una angulación de 135° respecto a la máquina de ensayos y se le aplicó un programa de acuerdo con la norma ISO 20795-1 para determinar la resistencia a la fractura y el módulo de elasticidad.



### RESULTADOS

Las pruebas de compresión otorgaron unos datos de módulo de elasticidad en MPa de: 3878±587 para el grupo ventana, 6848±2793 para el grupo pluma y 4848±608 para el grupo overlap, mientras que la resistencia a la fractura medida en MPa fue de: 250±114 para el grupo ventana, 123±23 para el grupo pluma y 103±13 para el grupo overlap.



Tipo de preparación:	E <sub>r</sub>	σ <sub>RM</sub>	Tipo de fallo			Localización del fallo			
			Dc	Dc+F	F	Inc.	Com.	Gin.	Rad.
Ventana	3878±587	250±114	1	3	1	-	-	2	2
Pluma	6848±2793	123±23	-	3	2	1	1	1	2
Overlap	4848±608	103±13	-	-	5	-	-	1	4
<b>Total</b>	<b>5191±2018</b>	<b>159±92</b>	<b>1</b>	<b>6</b>	<b>8</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>4</b>	<b>8</b>

E<sub>r</sub>=módulo de elasticidad, σ<sub>RM</sub>=resistencia a la fractura, Dc= Descementado, F=fractura, Dc+F=Descementado y fractura, Inc=Incisal, Com=combinada, Gin=gingival, Rad=radicular.

### CONCLUSIONES

El biopolímero reforzado con grafeno es una buena opción para la elaboración de carillas dentales, debido a sus buenas propiedades mecánicas y, sobre todo, a su excelente módulo de elasticidad; sin embargo, no podemos concluir qué tipo de preparación es la más adecuada, ya que cada una sobresale en aspectos diferentes.