

no/a.

AUTOR

AÑO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PRESENCIA DE BURBUJAS Y GAPS DESPUÉS DE LA CEMENTACIÓN DE
CARILLAS DE CERÓMERO Y RESINA CON DIFERENTES TÉCNICAS

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos
establecidos para optar por el título de Rehabilitador Oral

Profesor Guía

Dr. Paul Santacruz

Autor

Juan Pablo Terán Vela

Año

2020

DECLARACIÓN PROFESOR GUÍA

“Declaro haber dirigido el trabajo, Presencia de burbujas y gaps después de la cementación de carillas de cerómero y resina con diferentes técnicas, a través de reuniones periódicas con el señor estudiante Juan Pablo Terán Vela, en el semestre 2020-20, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.



DR. PAUL SANTACRUZ E.
REHABILITACION ORAL
Cod.: 0501604763

Dr. Paul Santacruz

Rehabilitador Oral

C.C 050160476-3

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, Presencia de burbujas y gaps después de la cementación de carillas de cerómero y resina con diferentes técnicas, del estudiante Juan Pablo Terán Vela, en el semestre 2020-20, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación"



Dra. Virginia Vizcarra Chiriboga

Rehabilitadora Oral

C.C 1710896034

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”.



Juan Pablo Terán Vela

Odontólogo

C.C 040113027-3

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios y a la Virgen de Guadalupe por darme la fuerza y sabiduría para poder culminar esta etapa tan importante de mi vida.

También quiero agradecer a todos mis maestros que, como grandes seres humanos y profesionales, me han transmitido sus conocimientos e impartido toda su dedicación durante todo el proceso de mi formación, permitiéndome alcanzar un objetivo más en mi carrera profesional.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo principalmente a mis padres y hermanos, ya que nunca dejaron de apoyarme a lo largo de toda mi carrera y sé el esfuerzo tan grande que hicieron para que pueda hacer realidad este sueño.

RESUMEN

Las carillas se han convertido en un tratamiento mediante el cual, se busca satisfacer las necesidades estéticas de los pacientes, en donde, haciendo uso de materiales más accesibles económicamente como la resina o el cerómero, se pueden lograr grandes cambios con resultados satisfactorios, al ser un procedimiento netamente adhesivo, se trata de buscar técnicas de cementación que permitan conseguir el éxito deseado, por tal motivo el objetivo de esta investigación es determinar la eficiencia de varias de estas técnicas, para ello se usaron 30 premolares humanos, a los cuales se les hicieron preparaciones conservadoras para la fabricación de carillas de resina y cerómero y cementándolas mediante 3 técnicas, la primera fue colocando el cemento únicamente en el diente, la segunda, colocando el cemento solo en la carilla y la tercera colocando cemento en el diente y en la carilla, estas muestras fueron cortadas por tercios obteniendo un total de 90 muestras y observadas en un microscopio electrónico de barrido para observar en cuál de ellas se forman gaps o burbujas. Resultados: el número de gaps en el grupo en donde se aplicó cemento en carilla y diente presentaron mejores resultados, ya que en el 80% de las muestras no se evidenció gap alguno, además la magnitud media del tamaño del gap fue de 0,5um, para los grupos en los que se empleó cemento en el diente, el valor sobrepasó las 10um y al emplear cemento en carilla fue de 7um. Para la línea de cementación, ésta fue de menor magnitud para los grupos en los que se aplicó cemento en carilla y diente, siendo de apenas 19um, en tanto que en los grupos en los que se aplicó cemento en carilla bordearon las 23um y cuando se aplicó en diente subió a 43um. Finalmente, en relación a las burbujas, su ausencia se notó en el 80% de las muestras en los que se aplicó cemento en carilla y diente, en tanto que al aplicar cemento en diente la cantidad de burbujas fue del 100% y el diámetro de las burbujas fue de 18um cuando se empleó el material en carilla y diente, subió a 23um cuando se aplicó en carilla y se cuantificó un valor de 43um, mucho más alto al aplicar solo en diente.

ABSTRACT

Veneers have become a treatment through which the aim is to satisfy the aesthetic needs of patients, where, by making use of more economically accessible materials such as resin or ceromer, great changes can be achieved with satisfactory results, as a purely adhesive procedure, it is about looking for cementing techniques that allow achieving the desired success, for this reason the objective of this research is to determine the efficiency of several of these techniques, for which 30 human premolars were used, to which they were They made conservative preparations for the manufacture of resin and ceromer veneers and cementing them using 3 techniques, the first was placing the cement only on the tooth, the second was placing the cement only on the veneer, and the third was placing cement on the tooth and veneer, these samples were cut by thirds obtaining a total of 90 samples and observed under a microscope and scanning electron to observe in which of them gaps or bubbles are formed. Results: the number of gaps in the group where cement was applied on veneers and teeth presented better results, since in 80% of the samples no gap was evident, in addition the average magnitude of the gap size was 0.5um , for the groups in which cement was used in the tooth, the value exceeded 10um and when using veneer cement it was 7um. For the cementing line, this was of less magnitude for the groups in which veneer and tooth cement was applied, being only 19um, while in the groups in which veneer cement was applied, they were around 23um and when applied on tooth rose to 43um. Finally, in relation to the bubbles, its absence was noted in 80% of the samples in which cement was applied on the veneer and tooth, while when applying cement to the tooth the amount of bubbles was 100% and the diameter of the bubbles were 18unm when the material was used on veneers and teeth, it rose to 23um when applied on veneers and a value of 43um was quantified, much higher when applied only to teeth.

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	1
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2. JUSTIFICACIÓN.....	3
2. CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	5
2.1. TEJIDOS DENTALES	5
2.1.1.Esmalte.....	5
2.1.2.Dentina	8
2.1.3.Cemento	10
2.1.4.Pulpa	10
2.2. RESINAS.....	11
2.2.1.Indicaciones.....	12
2.2.2.Contraindicaciones	12
2.2.3.Composición	12
2.2.4.Clasificación.....	14
2.3. CERÓMEROS.....	16
2.3.1.Composición.....	17
2.3.2.Clasificación.....	17
2.4. ADHESIÓN DENTAL.....	19
2.4.1.Adhesión a esmalte	19
2.4.2.Adhesión a dentina.....	20
2.5. ADHESIVOS.....	23
2.5.1.Composición.....	23

2.5.2. Clasificación.....	23
2.6. CEMENTOS RESINOSOS.....	27
2.6.1. Composición	28
2.6.2. Clasificación.....	28
2.7. FOTOPOLIMERIZACIÓN.....	32
2.7.1. La longitud de onda	32
2.7.2. La intensidad de luz.....	33
2.7.3. Dosis lumínica	33
2.7.4. Colimación de la luz.....	33
2.8. CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN.....	34
2.9. CARILLAS.....	36
2.10. PREPARACIÓN PARA CARILLAS.....	38
2.11. ESPESORES DE CARILLAS.....	41
2.12. ESPESOR DE CEMENTO Y GAPS.....	42
2.13. MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO.....	44
2.13.1. Definición.....	44
2.13.2. Ventajas	45
2.13.3. Desventajas.....	45
2.13.4. Preparación de muestras	45
2.13.5. Selección de la muestra	46
2.13.6. Limpieza de muestra	46
2.13.7. Estabilización de la muestra.....	46
2.13.8. Deshidratación de la muestra.....	47
2.13.9. Soportes para la muestra	47

3. CAPÍTULO III. OBJETIVOS	48
3.1. OBJETIVO GENERAL	48
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	48
3.3. HIPÓTESIS NULA.....	48
3.4. HIPÓTESIS ALTERNATIVA	48
4. CAPÍTULO IV. MATERIALES Y MÉTODOS	49
4.1. TIPO DE ESTUDIO.....	49
4.2. MUESTRA.....	49
4.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	49
4.4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	49
4.5. DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO	49
5. CAPÍTULO V. RESULTADOS	54
6. CAPÍTULO VI. DISCUSIÓN	64
7. CAPÍTULO VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	67
7.1. CONCLUSIONES.....	67
7.2. RECOMENDACIONES	67
REFERENCIAS	68
ANEXOS	80

1. CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las carillas dentales se han convertido en uno de los tratamientos más solicitados en los últimos años, en donde el paciente busca una solución conservadora a problemas estéticos, en la actualidad existen varios materiales para realizar carillas de manera indirecta como el disilicato de litio, la porcelana feldespática, resinas, cerómeros, entre otros, (Xing et al., 2010, pp.89-90).

Los cerómeros, pueden ser una alternativa estética a las restauraciones de dientes, mostrando longevidad clínica, con baja tasa de fracturas por su módulo de elasticidad muy parecido a la dentina, estos resultados respaldan la posibilidad de que estos materiales pueden usarse en áreas donde la estética es fundamental como lo es el sector anterior y donde por diversas situaciones la cerámica no pueda ser usada (Santos, et al., 2016, pág. p. 1684).

Las carillas indirectas con materiales como resinas y cerómeros son consideradas técnicas rápidas y conservadoras para lograr restauraciones estéticas en el sector anterior, ya que son materiales que permiten una excelente adaptación, donde el objetivo final es conservar la mayor cantidad de estructura dental para lograr los mejores resultados estéticos posibles (Orozco, Berrocal, y Díaz, 2015, p. 80).

Al hablar de restauraciones indirectas, se debe tener en cuenta que se requiere de un proceso de cementación, el mismo que debe ser realizado con diferentes materiales y técnicas de acuerdo al caso, en donde se verá comprometida la estética, el sellado, entre otros (Kim y Park, 2014, pp. 58-59).

La microfiltración es uno de los principales problemas en la odontología y puede predisponer a un diente a, sensibilidad postoperatoria, caries recurrente y la inflamación de la pulpa, los diferentes métodos de prueba disponibles para

detectar microfiltraciones incluyen el examen visual directo, el examen bajo microscópico convencional, el examen con microscopio electrónico de barrido, el uso de presión de aire, una metodología electroquímica y la medición de la penetración de bacterias (Celik, Yapar, Taspinar, y Seven, 2017, pp. 402-403).

A pesar del uso generalizado de múltiples materiales a base de resina, estos todavía llevan la limitación inherente de la contracción de polimerización debido a la disminución de las distancias intermoleculares entre los monómeros de la resina a medida que se convierten en polímeros, la contracción por polimerización puede dar lugar a problemas clínicos para la resina, como la formación de gaps en la interfaz de la restauración y el diente. Crear restauración compuesta sin gaps es uno de los desafíos que los dentistas se esfuerzan por lograr, por lo tanto, la formación de estos gaps y burbujas en restauraciones indirectas ha sido estudiado en gran medida, otra prueba utilizada para evaluar este problema es el uso de penetración de tintes, también conocida como la "prueba de microfiltración" es uno de los métodos de prueba utilizados para evaluar formación de brecha interfacial en restauraciones dentales (Bakshs, et al., 2020, pp. 2-5).

Las evaluaciones in vitro de la adaptación de restauraciones indirectas, permite obtener resultados acerca de la efectividad de un material restaurador o técnica, por lo que, han sido objeto de numerosas publicaciones, ésta evaluación se basa en el hecho de que al identificar defectos en la interface de la restauración dental, se convierte en un signo temprano que puede llevar a un inconveniente adhesivo siendo responsable de fallas catastróficas como la pérdida de la restauración, ya que la integridad de todo tipo de restauración adhesiva está íntimamente relacionada con los cementos, el material restaurador, el agente adhesivo, las técnicas, la habilidad del operador, la fotopolimerización, entre otros (Bartolotto, Bahillo, Richoz, Hafezi, y Krejci, 2015, p. 1882-1890).

1.2. JUSTIFICACIÓN

Existen pocos estudios que evalúen cuál es la mejor técnica para utilizar un cemento en restauraciones indirectas, a pesar de que los cementos dentales han evolucionado con los años, aun no existe ningún material que sea perfecto, entre los más comunes para dichos procedimientos están los cementos duales, cementos resinosos, resinas fluidas y resinas precalentadas.

Varios estudios realizados por Al-Dwairi, Alkhatatbeh, Baba, y Goodarcre (2019, pp. 470-476), Lin, et al (2012, pp. 202-209) y Ranganathan, Ganapathy y Jain (2017, págs. pp. 272-278) entre muchos más autores, quienes han realizado estudios comparativos, revisiones bibliográficas, elementos finitos, buscando analizar el comportamiento de todo el proceso restaurativo mediante carillas, han mostrado diversos e interesantes resultados inherentes a marcas de cementos, tipos de resinas, tipos de cerámicas, formas de preparación, color, entre otros y si bien es cierto, se hace mención de temas acerca de que la técnica de cementación es importante, no hacen hincapié en describir una técnica en específico, la mayoría únicamente lleva la carilla al diente, generalmente con presión digital sin mayores descripciones al respecto.

El analizar un poco más a profundidad sobre esta técnica, podría dar paso a descubrir algún eslabón perdido, que permita aumentar el éxito de este tipo de procedimientos restauradores.

Durante el proceso de cementación de las carillas, el uso adecuado del cemento es primordial, ya que una mala técnica puede generar espacios indeseados en la interface diente restauración, describir una técnica que conceda al clínico tener una mayor prolijidad en este proceso, sería un agregado extra para un mayor éxito en la cementación de carillas, ya que el buen uso de todos los materiales destinados para ello, así como también, protocolos bien establecidos serían beneficiosos para la obtención de resultados más previsibles y longevos.

La técnica de cementación podría verse influenciada en la forma de utilización, por ejemplo, se genera la duda de, donde es mejor colocar un cemento a la hora de adherir una carilla, se lo utiliza solo en el diente, solo en la carilla, o se coloca en las dos superficies, de acuerdo a la técnica se puede evidenciar si alguna de ellas deja más o menos gaps, los mismos que se pueden traducir con el tiempo en filtraciones, desprendimientos o dolor postoperatorio, tomando en cuenta que la cementación de restauraciones indirectas es un acto clínico que lo realizamos de manera cotidiana en la consulta (Pavesi, et al., 2015, pp. 10-15).

2. CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

2.1. TEJIDOS DENTALES

Los tejidos dentales están conformados por varios elementos como son, esmalte, dentina, cemento y pulpa, éstos se diferencian unos de otros por su origen embriológico y por las cantidades específicas de proteínas de matriz, así como por su contenido mineral total (Mariel, y otros, 2014, pp. 3-11).

2.1.1. Esmalte

El esmalte dental es un tejido que está conformado por 96% de material inorgánico, 3% agua y 1% de matriz orgánica, ésta última conformada básicamente por proteínas y polisacáridos excretada por las células productoras del esmalte o ameloblastos. El componente inorgánico del esmalte está constituido por fosfato de calcio en forma de cristales de hidroxiapatita, organizados en prismas hexagonales, convirtiéndolo en el tejido más duro del cuerpo humano, es de origen ectodérmico, acelular y avascular; al ser acelular, no se puede reemplazar o reparar automáticamente si llega a ser dañado, sin embargo, su naturaleza altamente mineralizada hace que sea extremadamente resistente a la destrucción, aunque esto también lo hace ser susceptible a que diversos ácidos formados por bacterias produzcan desmineralización, lo que conduce a la aparición de caries dentales (Farooq y Bugshan, 2020, p. 3).

El prisma es considerado como la unidad estructural básica del esmalte, estos prismas son haces de cristales que contienen hidroxiapatita ordenados y densamente empaquetados por una red de material orgánico que los envuelve. Pueden diferenciarse dos tipos, el esmalte prismático que es un conjunto de prismas constituidos por la mayor parte de matriz mineralizada y el esmalte aprismático aquel en que la sustancia adamantina mineralizada no constituye ni configura prismas, la morfología de los prismas se dispone a manera de varillas que, vistas en un corte transversal tiene forma de ojo de cerradura de llave

antigua con cuerpo (o cabeza) y cola, estos cristales presentan una disposición casi paralelos al eje longitudinal de la varilla en el cuerpo y se desvían unos 65° al alejarse de éste abriéndose en abanico al llegar a las colas, las cabezas se encuentran ubicadas entre las colas de los prismas suprayacentes y las colas de cada prisma entre las cabeza de los prismas subyacentes (Durso y Abal, 2008, p. 2).

El esmalte sin prismas, frecuentemente denominado aprismático, es el patrón microestructural más simple, en éste, los cristales tienden a ser paralelos, radiales y perpendiculares al límite amelodentinario, el otro tipo de esmalte se refiere a los esmaltes prismáticos, éstos, frecuentemente, están organizados en capas separadas por límites bien definidos, otros elementos encontrados en el esmalte están las laminillas, líneas de imbricación, periquematíes, penachos y los husos adamantinos (Durso y Abal, 2008, pp. 2-3).

El entrecruzamiento de los prismas representa una adaptación funcional que permite reducir los riesgos de fractura adamantina, por lo tanto, se requiere de la combinación de los diversos tipos de esmalte para cubrir los múltiples requerimientos biomecánicos, por otro lado, el esmalte radial localizado en la periferia, con los prismas paralelos entre sí, es más resistente al desgaste mientras que el esmalte con bandas de Hunter-Schreger y el esmalte irregular, localizados en la zona interna con entrecruzamiento de prismas, son resistentes a la fractura (Durso, et al., 2017, p. 2-3).

2.1.1.1. Propiedades físicas del esmalte

2.1.1.1.1. Color

El color es producto de una combinación de dos factores, por un lado, los intrínsecos que son asociados con la dispersión de la luz y los extrínsecos que son pigmentos absorbidos de materiales por la superficie del esmalte. En los dientes, el esmalte participa a través de la dispersión en longitudes de onda y el color está dado por la dentina y su contenido de cristales de hidroxiapatita (Sikri, 2015, pp. 252-255).

2.1.1.1.2. Reflexión

El esmalte es un material reflectivo ya que sobre este la luz es absorbida pero solo refleja una parte de este espectro, por ejemplo, en una superficie de color azul se refleja una parte del espectro de luz azul y lo demás es absorbido, por otra parte, un objeto de color blanco, refleja todas las ondas de luz que llegan a él, mientras que un objeto negro las absorbe todas (Sikri, 2015, pp. 253-255).

2.1.1.1.3. Translucidez

Es la propiedad que tiene la materia de permitir el paso de luz, pero los rayos luminosos son dispersados es decir que, a través de un objeto traslucido no es posible ver los objetos detrás de él. El esmalte puede contener varios niveles de translucidez definidos como el gradiente entre transparente y opaco, siendo el ángulo de incidencia dependiente de la cantidad de luz que atraviesa el esmalte, por ende, un color traslucido parece ser más claro, mientras que, la translucidez disminuye cuando existe u aumento de la dispersión de luz (Joiner, 2014, pp. 4-9).

2.1.1.1.4. Opalescencia

La opalescencia es un fenómeno cuando un objeto aparenta ser de un color cuando sobre este la luz se refleja y toma otro color cuando la luz se transmite de él. Este fenómeno en el esmalte está dado por los prismas por presentar

diferentes longitudes de onda en diferentes grados, esto le brinda profundidad óptica y presencia de vitalidad dental, es de ahí que el diente tiene algunas zonas azuladas (Joiner, 2014, p. 10).

2.1.1.1.5. Fluorescencia

Este fenómeno se produce cuando la luz es absorbida de un material y su emisión en una longitud de onda. La dentina es el tejido donde este fenómeno inicia, ya que es donde se absorbe la luz ultravioleta y se genera el espectro azul, mientras que en el esmalte se transforman los rayos ultravioletas invisibles para el ojo humano, en rayos de onda mayores a 400nm lo que los hace visibles hasta que termine la estimulación lumínica (Joiner, 2014, pp. 10-12).

2.1.2. Dentina

La dentina de origen mesodérmico es un tejido conectivo especializado, la misma que conforma gran parte del eje estructural del diente, en cuanto a la composición química, puede llegar a variar conforme a diferentes autores y estudios, estructurada por 70% de material inorgánico en el que incluye, fosfato de calcio amorfo y cristales de hidroxiapatita, 17% de matriz orgánica, principalmente formada por fibras de colágeno y agua en un 13%. Los odontoblastos son los encargados de sintetizar la matriz orgánica, la cual, está constituida por un 90% de fibras de colágeno tipo I, las mismas que llegan a medir entre 50-100nm de diámetro y orientados aleatoriamente en un plano perpendicular a la dirección de la formación de la dentina (Alano, Padilla, y Mandalunis, 2018, pág. p. 31).

En cuanto a las propiedades que tiene la dentina, como lo son, microestructura, su espesor y composición química, llega a variar de acuerdo a la edad y al tipo de diente de la persona. En pacientes jóvenes, el espesor de la dentina puede variar desde 2mm en incisivos inferiores y hasta 3mm para los molares y caninos (Montoya y Ossa, 2016, p. 74).

Los túbulos dentinarios constituyen la principal microestructura de la dentina, los cuales cumplen con la misión de dar cabida a los odontoblastos y recorren la dentina desde la pulpa hasta la unión amelodentinaria; es llamada dentina peritubular a la dentina que se halla recubriendo estos túbulos, por otra parte, aquella que se encuentra entre los túbulos toma el nombre de dentina intertubular (Montoya y Ossa, 2016, p. 74).

Tomando en cuenta su formación y clasificación histogenética, se logra reconocer tres tipos de dentina, siendo la dentina primaria la que mayor parte del diente está constituyendo y va depositándose desde etapas iniciales de la dentinogénesis hasta que entre en oclusión el diente, por otra parte, la dentina del manto, que es sintetizada por el odontoblasto, presenta un espesor aproximado de 20 μm y contiene diferencias con la dentina primaria por su interrelación estructural entre los componentes colágenos y no colágenos de la matriz. Una vez se haya completado la formación de la raíz, se desarrollará la dentina secundaria y su producción continuará durante toda la vida del diente y determina una progresiva disminución de la cámara pulpar (Alano, et al., 2018, p. 32).

La dentina terciaria es otro tipo de dentina conocida también como dentina reparativa, patológica o reaccional, su producción está dada como respuesta ante una noxa o agresión, a diferencia de la dentina primaria y secundaria que se forman a lo largo de todo el perímetro dentino-pulpar, la dentina terciaria es producida únicamente por las células que son afectadas y depende de la intensidad y duración del estímulo. Estructuralmente esta dentina puede contener túbulos continuos o tener escasos túbulos dispuestos en forma irregular, inclusive casos en donde la dentina terciaria no contienen túbulos (Alano, et al., 2018, p. 32).

Varios estudios realizados con el fin de conocer más a fondo la estructura de la dentina y su comportamiento mecánico, se han podido obtener valores para la densidad de túbulos entre 15.000 y 24.000 túbulos/ mm^2 para la dentina superior;

entre 35.000 y 40.000 túbulos/mm² para la dentina media; y entre 43.000 y 65.000 túbulos/mm² para la dentina inferior, en el caso de los túbulos dentinarios, se ha determinado un diámetro entre 0.5 y 0.9 µm para la dentina superior, 1.0 y 2.0 µm para la dentina media y entre 2.0 y 3.0 µm para la dentina inferior (Montoya y Ossa, 2016, p. 74).

2.1.3. Cemento

El cemento es un tejido conectivo mineralizado, embriológicamente viene de la capa celular ectomesenquimática del saco o folículo dentario que rodea al germen dentario, su función principal consiste en anclar las fibras del ligamento periodontal a la raíz del diente, , está compuesto en un 55% de hidroxapatita cálcica y en un 45% de agua, este tejido carece de irrigación e inervación y se halla cubriendo la totalidad de la superficie de la raíz del diente, desde el cuello anatómico hasta el ápice radicular, carece de capacidad de remodelado y es , por lo general, más resistente a la resorción del hueso (Riojas, 2016, p. 25).

El término cementogénesis, hace referencia a la formación del cemento y ocurre tardíamente en el desarrollo dentario; las células responsables de este proceso se conocen como cementoblastos y existen dos tipos de cemento: el acelular y el celular:

- Cemento acelular o primario, cuya formación es antes de que el diente erupcione.
- Cemento celular o secundario, que comienza a depositarse una vez que el diente entra en oclusión (Riojas, 2016, p. 25).

2.1.4. Pulpa

Embriológicamente, la pulpa tiene un origen en la papila dental, es un tejido conectivo con variedad laxa con presencia de odontoblastos en su periferia, los mismos son células especializadas que ayudan a sintetizar los distintos tipos de

dentina. La pulpa está formada de un 75% de agua, 25% materia orgánica (células y matriz extracelular) y la sustancia fundamental que son los proteoglicanos que contribuyen de manera significativa en la viscosidad de la pulpa y dan el carácter gelatinoso (Riojas, 2016, p. 27).

Es importante destacar que la dentina y la pulpa dental forman el complejo dentino - pulpar, no solo por la proximidad de un tejido a otro, sino también porque ambos derivan de la papila dental, la dentina se encuentra atravesada en todo su espesor por túbulos dentinarios que contienen la prolongación de los odontoblastos que se encuentran en la pulpa dental, la cual es capaz de responder ante la acción de estímulos que puedan causar daño con la formación de la dentina terciaria, es decir ambos tejidos forman una unidad estructural y funcional que tienen capacidad de regeneración y reparación, sin embargo cuando el daño es extenso e irreversible es necesario la realización de tratamientos restauradores que sustituyan a la dentina perdida por caries dental y de tratamientos de conducto que eliminen a la pulpa dental afectada (Riojas, 2016, p. 27).

2.2. RESINAS

Los primeros investigadores para conseguir materiales de relleno estéticos anteriores a las resinas y los composites se basaron en cementos de silicato, éstos compuestos derivaban de reacciones de ácido fosfórico con partículas de cristal solubles en ácido para formar una matriz de gel de sílice que contenía partículas de cristal residuales, a partir de los años cincuenta, se empieza a utilizar plásticos basados en metacrilato y dimetacrilato, ya que se intentaba conseguir un material más resistente y evitar la irritación pulpar comúnmente producida por los cementos de silicato (Cova, 2010, p. 231).

En 1962 el Dr. Bowen introdujo las resinas compuestas, al combinar dos clases de ingredientes una fase orgánica (BIS-GMA) y una inorgánica (cuarzo) y un agente de acople (vinil-silano) para producir el material final. Este diseño de

Bowen se mantuvo a lo largo de los años. Los cambios en la parte orgánica fueron relativamente pequeños, como la incorporación de moléculas de menor viscosidad (UDMA) que disminuyen la contracción de polimerización. Las mayores variaciones se realizaron en la parte inorgánica. Donde de un tamaño original, que oscilaba entre 20 y 50 μm , se pasó a los rellenos en la escala nanométrica (1nm = 0,001 μm) que se emplean en la actualidad (Lanata, 2011, p. 103).

2.2.1. Indicaciones

Actualmente las resinas compuestas están indicadas para todo tipo de restauraciones sean clase I-II-III-IV o V, como reconstructores de muñones, como sistema de ferulización dental, por su alta estética y resistencia pueden ser utilizadas para la confección de todo tipo de restauraciones directas e indirectas como carillas, coronas e incrustaciones (Chaple y Gispert, 2015, pp. 52-53).

2.2.2. Contraindicaciones

A pesar **de** que el uso de las resinas es variado, también presentan contraindicaciones, especialmente la utilización en pacientes con bruxismo o alteraciones en el tipo de mordida, así como también en pacientes con una mala higiene o con alto riesgo cariogénico (Chaple y Gispert, 2015, p.54).

2.2.3. Composición

Existen en el mercado un gran número de resinas con diversas formulaciones e indicaciones, aunque con dos componentes en común: la una es, la contracción por polimerización y la otra, formadas por una composición esencial, a saber, son:

2.2.3.1. Matriz orgánica

Compuesta generalmente por un monómero llamado Bis-GMA, además de estabilizadores que maximizan la capacidad de almacenamiento antes de ser polimerizada y también contribuye con la estabilidad química después de haber sido polimerizada, por otra parte, el Bis-GMA se encuentra en asociación con otros monómeros de menor peso molecular (TEGMA, EGMA, UDMA u otros) necesarios para regular la viscosidad de la resina (Moradas y Álvarez, 2017, p. 265).

2.2.3.2. Matriz inorgánica

Que está compuesto como lo expresan Moradas y Álvarez (2017, p. 265) por partículas de vidrio, cuarzo o sílice.

2.2.3.3. Agente de unión

Gracias a este compuesto que generalmente es el silano, logra que, la matriz de naturaleza orgánica y las partículas de naturaleza inorgánicas consiguen unirse entre sí, ya que son moléculas con propiedades químicas distintas (Moradas y Álvarez, 2017, p. 265).

2.2.3.4. Sistema iniciador

Corresponde a los componentes que tienen la responsabilidad de producir la reacción de polimerización (Moradas y Álvarez, 2017, p. 265).

2.2.3.5. Inhibidores

Son compuestos que ayudan a que las resinas no polimericen de manera prematura. Los componentes comúnmente utilizados son: 4-metoxifenol (PMP),

2 4 6 Terciarbutil fenol (BHT) y son generalmente utilizados en cantidades del 0.1%. El inhibidor más utilizado es el BHT, porque puede proporcionar restauraciones con resultados más idóneos por presentar una mejor estabilidad de color (Carillo y Monroy, 2009, p. 12).

2.2.3.6. Aceleradores

El acelerador más utilizado es la N, N dihidroxietil-p-toluidina que corresponde a una amina terciaria aromática, la misma que interviene en la producción de radicales libres que serán necesarios para que la reacción de polimerización inicie. (Carillo y Monroy, 2009, p. 12).

2.2.3.7. Pigmentos

Las resinas utilizan pigmentos similares a los presentes en las cerámicas, es decir, el óxido de aluminio: alúmina y el óxido o dióxido de titanio (Carillo y Monroy, 2009, p. 17).

2.2.4. Clasificación

Las resinas compuestas se clasifican de acuerdo al tamaño y distribución de las partículas de relleno:

2.2.4.1. Resinas convencionales o de macrorellenos

Debido a sus deficientes propiedades como una mayor susceptibilidad a la pigmentación y el poco brillo superficial, el material dejó de utilizarse, presentaba partículas de tamaño que oscilan entre 10 y las 50 μ (Zeballos y Valdivieso, 2013, p. 1502).

2.2.4.2. Resinas de microrellenos

Estas resinas presentaban un tamaño de partícula de entre 0.01 a 0.04 μm las cuales proporcionan un alto pulido, brillo y estética, por lo que pueden ser utilizadas en restauraciones de dientes anteriores, mientras que, debido a sus propiedades mecánicas y físicas inferiores no se recomienda su uso en piezas posteriores (Zeballos y Valdivieso, 2013, p. 1502).

2.2.4.3. Resinas híbridas

Proviene de la combinación de partículas de relleno fino de vidrio o cerámica cuyo tamaño oscila entre 0.6 y 1 micrómetro y partículas de relleno micro fino de sílice coloidal con un tamaño de 0.04 μm , las cuales presentan excelentes propiedades como son: gran variedad de colores y por ello capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja absorción acuosa, abrasión desgaste y coeficiente de expansión térmica similar al experimentado por el tejido dentario y lo mejor es que puede usarse tanto en piezas dentarias anteriores como posteriores (Zeballos y Valdivieso, 2013, pp. 1502-1503).

2.2.4.4. Resinas de nanorellenos

Son resinas con un tamaño de partícula menor a 10 nm, este relleno puede estar agrupado en nanoclusters de 75 nm aproximadamente, demuestran buenas cualidades como un mejor pulido, alta translucidez y propiedades de resistencia al desgaste similares a las híbridas por lo que también pueden ser utilizadas en el sector posterior (Zeballos y Valdivieso, 2013, p. 1503).

En cuanto a resinas con diferentes tipos de viscosidad, pueden clasificarse en:

2.2.4.5. Resinas de baja viscosidad o fluidas

Son resinas que al contener un porcentaje de diluyentes y relleno inorgánico menor, su viscosidad se ve reducida, por lo que toman un aspecto fluido, esto les proporciona capacidades de penetrar en pequeños socavados formando capas de espesores mínimos, además de su alta elasticidad absorbe la contracción de polimerización, pueden ser indicadas en restauraciones clase V, restauraciones oclusales pequeñas o en casos de lesiones incipientes de fosas y fisuras (Zeballos y Valdivieso, 2013, p. 1503).

2.2.4.6. Resinas de alta viscosidad o de cuerpo pesado

Son resinas con un alto porcentaje de partículas de relleno de cerámica, que le proporciona una alta viscosidad por ende no presentan la característica de fluir con facilidad por lo que hace que su manipulación sea un tanto compleja, son poco estéticas por lo que no son recomendadas en sectores anteriores, pero gracias a sus excelentes propiedades físico-mecánicas, sus indicaciones están dadas para restauraciones clase I, II y IV (Zeballos y Valdivieso, 2013, p. 1503).

2.3. CERÓMEROS

Los cerómeros son biomateriales dentales obtenidos a partir de las resinas compuestas, reforzadas con partículas de cerámica, también pueden ser denominados como, resinas compuestas reforzadas, resinas compuestas para técnica indirecta y resinas compuestas para laboratorio, las mismas que pueden ser utilizadas para, la confección de carillas, coronas, pueden estar sobre estructuras metálicas sobre implantes, entre otras (Cova, 2010, p. 249).

2.3.1. Composición

2.3.1.1. Matriz inorgánica

Contiene partículas cerámicas con tamaños entre 0,05 y 0,8 μ m que ocupan el 66% al 80% del peso total, las que le brindan cualidades de resistencia y mayor estabilidad los cuales van unidos a la matriz mediante un agente de acople como es el silano (Lanata, 2011, p. 155).

2.3.1.2. Matriz orgánica

Está constituida por BisGMA, UDMA, TEGDMA y otros monómeros polifuncionales que forman uniones durante la polimerización (Machi, 2011, p. 82).

2.3.2. Clasificación

Los cerómeros principalmente se clasifican de acuerdo a la técnica de polimerización y según las partículas de relleno con los que están reforzados, sin embargo, según la literatura revisada estas resinas de laboratorio son tomadas en cuenta en la clasificación de las resinas compuestas, Hirata (2014, p. 109) propuso una clasificación tomando en cuenta los protocolos de polimerización, este procedimiento permite convertir la mayor cantidad de monómeros lineales a estructuras poliméricas entrelazadas asegurando así, las propiedades mecánicas y físicas de los cerómeros, entre los principales sistemas de polimerización son los de fotoactivación comúnmente utilizados para las resinas compuestas y otros biomateriales dentales, estos dispositivos utilizados actualmente son luz halógena, LED y luz de xenón, algunos ejemplos tenemos el sistema Artglass-Heraeus Kulzer que utiliza luz xenón estroboscópica con longitud de onda que va de 350 a 550 nm, otro ejemplo es el sistema de Gradia Direct-GC América que a diferencia del anterior la intensidad de luz se produce

en un aumento gradual, con estos sistema se mejora la taza de conversión y además reducir las tensiones internas del material.

Otro sistema de fotoactivación es el que presenta polimerización complementaria por calor, en este caso se utiliza primero la luz para polimerizar posteriormente se aplica calor a temperaturas aproximadas de 110 o C por un tiempo aproximado de 8 y 15 minutos, como ejemplo, está el sistema Conquest Sculpture (Jeneric/Pentron) que en principio se fotopolimeriza con la unidad Cure-Lite y complementariamente se activa con calor utilizando la unidad Conquestomat (Hirata R., 2014, p. 111).

La marca Shofu con su cerómero Ceramage es uno de los más usados en el medio, presenta en su composición química un 73% de silicato de zirconio que es una estructura progresivamente fina, esta resina microcerámica a base de UDMA es fotopolimerizable, su matriz orgánica aumenta su resistencia flexural a más de 140 MPa, proporciona mayor elasticidad y calidad de pulido el mismo que necesita de un horno para completar su polimerización (SHOFU, 2014, pp. 2-4).

Otro cerómero conocido es Parafil LAB, que ha sido diseñado exclusivamente para la restauración indirecta fotopolimerizable, tiene gran durabilidad, opalescencia natural y excelente estética, químicamente está formada con nanoparticulas de zirconia al 60% (capa de relleno inorgánico en volumen con un tratamiento de silano) y la matriz de dimetracrilato de uretano, la base de monómeros se compone de Bis-GMA, UDMA y resinas TRI-EDMA lo que le brinda una alta resistencia al desgaste, pulido superior y alto brillo, está indicado para carillas, incrustaciones, prótesis sobre implantes, coronas, entre otros (Parafillab, 2015, pp. 4-5).

2.4. ADHESIÓN DENTAL

Se entiende por adhesión, al proceso de unión entre dos superficies de diferente naturaleza, éste mecanismo es un punto de suma importancia en la odontología moderna, ya que, de este procedimiento depende mucho el comportamiento de las restauraciones, sean estas, directas o indirectas, éste proceso puede ser a través de retenciones macromecánicas producidas por un ácido que crea microporosidades para el ingreso del agente adhesivo, y también, se hace de forma química por el intercambio de iones entre el biomaterial y la estructura dental. Uno de los mayores desafíos de la odontología es obtener un efectivo sellado de la interfaz diente-restauración, la mayoría de los adhesivos dentales actuales revelan una excelente efectividad de unión, aunque su durabilidad y estabilidad a largo plazo va a depender de múltiples factores (Manuja, Nagpal y Pandit, 2012, p. 224).

2.4.1. Adhesión a esmalte

Uno de los puntos más importantes en la adhesión al esmalte es el uso del grabado ácido, procedimiento mediante el cual se elimina la contaminación y produce microporosidades en el esmalte, lo que da paso a un aumento de la energía superficial, siendo así como un monómero de baja viscosidad y baja tensión superficial integrado en el sistema adhesivo puede humedecer esta superficie con alta energía, facilitando el ingreso en las microporosidades creadas previamente. A continuación, en el interior de estas microporosidades, el monómero del adhesivo polimerizará, ingresará en los túbulos dentinarios y formará los denominados tags de resina generando de esta manera una adhesión micromecánica (Bader & Ibáñez, 2014, pp. 121-122).

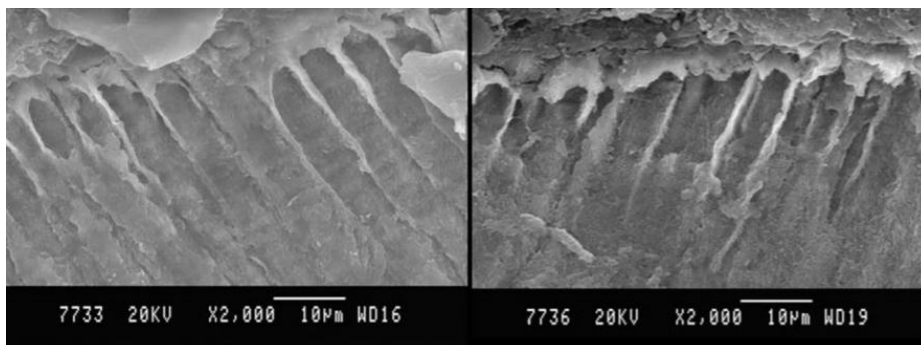


Figura 1. Formación de tags de resina en esmalte previa aplicación de ácido fosfórico. Tomado de: Devarasa, Subba, Chaitra, y Swarna, 2012, p. 135.

Los primas o varillas son las unidades funcionales del esmalte, estos tienen una forma de ojo de cerradura, los mismos que en la parte superior de la estructura del esmalte están orientados paralelos unos a otros, mientras que los prismas de la parte inferior están orientados de forma perpendicular, esta diferencia en la orientación es importante, porque el grabado se producen a lo largo del eje de los prismas. En general, el esmalte está cubierto por una película orgánica, la misma que debe ser eliminada haciendo que la superficie del esmalte sea más reactiva al aumentar la humectabilidad y el área de superficie al exponer el componente cristalino inorgánico. El grabado ácido proporciona una capa porosa donde el adhesivo fluye hacia las microporosidades y se polimeriza para formar tags de resina, cuando se forman entre los prismas son conocidos como macrotags y cuando se forman a travez de los prismas son llamados microtags, estos utimos son los más importantes para la retención micromecánica (Kulkarni y Mishra, 2016, p. 400).

2.4.2. Adhesión a dentina

El proceso de adhesión a este tejido comienza el momento en que una fresa u otro instrumento corta la dentina creando residuos que pasan a convertirse en una capa de pocos micrones de espesor denominada barrillo dentinario o smear layer, el mismo que constituye una barrera física que debe ser disuelta o volverse

permeable para que los monómeros del adhesivo tomen contacto directamente con la superficie dentinaria subyacente, tomando en cuenta lo anterior, las estrategias en la adhesión moderna dependen de si los adhesivos requieren un agente acondicionador que elimine previamente el barrillo dentinario, o si interactúan con éste integrándolo en la articulación adhesiva, con la finalidad de formar la capa híbrida (Bader & Ibáñez, 2014, p. 121).

En la dentina, el tratamiento con ácido fosfórico elimina el smear layer producido durante la preparación de la cavidad y simultáneamente da como resultado una desmineralización profunda de 3 a 5 μm de la superficie, esto da como resultado una exposición de fibrillas de colágeno que están completamente descubiertas de hidroxiapatita y forman una red microrretentiva para el enclavamiento micromecánico de monómeros, este bloqueo fue descrito por primera vez por Nakabayashi, Kojima y Masuhara en 1982 y comúnmente se conoce como capa híbrida (Manuja, et al., 2012, pp. 224-225).

El smear layer formado, llena los orificios de los túbulos dentinarios, formando tapones y disminuyendo la permeabilidad de la dentina en un 86%, la eliminación de esta capa mediante el uso de soluciones ácidas resultan en un aumento del flujo de líquido sobre la superficie expuesta de la dentina, que puede interferir nuevamente con la adhesión. Además del grabado ácido, otros factores también afectan la permeabilidad de la dentina, como los vasoconstrictores de los anestésicos locales, que disminuyen la presión de la pulpa, así como también, el fluido en los túbulos, el gradiente de presión y la tasa de eliminación de sustancias por los vasos sanguíneos en la pulpa (Manuja, et al., 2012, p. 225).

Para la formación adecuada de la capa híbrida, el agua es esencial para prevenir la deshidratación de las fibrillas de colágeno, esto puede ser producido por el secado con aire y puede causar que el colágeno expuesto colapse o se encoja dando paso a la formación de un coagulado compacto que impedirá el paso de las sustancias de los sistemas adhesivos, otro factor importante a conocer es el tipo de solvente del adhesivo utilizado, por ejemplo, los monómeros de

imprimación hidrofílica disuelto en solventes volátiles, como acetona y etanol, pueden ayudar en el desplazamiento de restos de agua, así como llevar los monómeros polimerizables a los túbulos dentinarios abiertos y a través de los nanoespacios de la red de colágeno, estos solventes deben ser evaporados aplicando suavemente aire, dejando los monómeros de imprimación activos detrás (Manuja, et al., 2012, pp. 225-226).

La pérdida de resistencia de unión se ha atribuido principalmente a la degradación de la capa híbrida en la interfaz dentina-adhesivo, este deterioro se debe a una variedad de factores físicos y químicos, incluida la hidrólisis y degradación enzimática del colágeno expuesto, la actividad enzimática de las bacterias puede estar involucrada en la degradación de la capa híbrida por la presencia de metaloproteinazas de matriz capaces de degradar todas las células extracelulares (Manuja, et al., 2012, pp. 226-227).

La actividad colagenolítica baja pero persistente puede ser completamente inhibido por el uso de inhibidores de proteasa lo que podría ayudar en la preservación a largo plazo de la capa híbrida, la clorhexidina se ha utilizado ampliamente como irrigante intracanal en endodoncia o limpiadores de cavidades en odontología conservadora y tiene probada su biocompatibilidad y buena acción antibacteriana tanto in vivo como in vitro. La clorhexidina tiene propiedades inhibitoras y antienzimáticas de las metaloproteinazas incluso a bajas concentraciones (0.02-0.0001%). Cuando este componente es aplicado a la dentina antes del uso de los adhesivos logra disminuir la degradación del colágeno con el tiempo, Brackett et al (2013) demostraron in vivo que, la aplicación de clorhexidina al 2% después del grabado ácido reduce en gran medida la degradación de las capas híbridas de dentina por 12 meses (Manuja, et al., 2012, pp. 226-227).

2.5. ADHESIVOS

2.5.1. Composición

La química de los adhesivos dentales debe cumplir los requisitos de adhesión a los diferentes sustratos dentales: esmalte y dentina, los sistemas adhesivos consisten en una mezcla de monómeros de resina a base de metacrilato con 2 monómeros de doble enlace o 1 monómero funcional polimerizables, además de, disolventes orgánicos como el etanol, acetona y agua, un sistema fotoiniciador que generalmente son la canforquinona o el óxido de difenilo y a menudo, nanorrellenos. Los monómeros funcionales son hidrófilos, los mismos que facilitan la infiltración del adhesivo en la superficie dentinaria desmineralizada y húmeda, mientras que los monómeros de doble enlace al ser hidrofóbicos proporcionan la resistencia mecánica, la estabilidad y la compatibilidad entre el sistema adhesivo y la resina restauradora o el cemento de resina (Bedran-Russo, Leme-Kraus, Vidal, y Teixeira, 2017, p. 714).

2.5.2. Clasificación

Una mirada de cerca a la química de los adhesivos dentales y su mecanismo de adhesión a la dentina nos da 2 conceptos principales de adhesivos:

- Dependientes de la eliminación completa del barro dentinario, es decir, la capa de restos formada después de la preparación de la cavidad y la desmineralización superficial de la dentina y el esmalte.
- Dependiente de la incorporación del barro dentinario en la interfaz del adhesivo, ambos conceptos promueven la adhesión por retención micromecánica a los tejidos dentales (Bedran-Russo y otros, pp. 714-715).

Los adhesivos pueden clasificarse en tres grupos, los mismos que tiene que ver con la cantidad de pasos que se requieren para ser usados, es decir:

2.5.2.1. Adhesivos convencionales

Se los llaman sistemas de grabado y enjuague o en inglés etch and rinse, conocidos también como grabado total, ya que requieren que se sigan pasos separados, por ende, pueden tener 2 o 3 pasos:

2.5.2.1.1. De tres pasos

Se requiere de ácido fosfórico y de dos pasos en dos botellas distintas, en donde la una contendrá el primer y el otro el adhesivo como tal, se los conoce como adhesivos de 4ta generación, comercialmente existe uno considerado como gold estándar, como lo es el OptiBond FL de la marca Kerr (Bedran-Russo y otros, pp. 716-717).

2.5.2.1.2. De dos pasos

En donde se requiere de ácido fosfórico y en una sola botella contiene el primer y el adhesivo, conocidos como adhesivos de 5ta generación, uno de los más conocidos es el single bond 2 de la marca 3M (Bedran-Russo y otros, pp. 716-717).

2.5.2.2. Adhesivos auto-acondicionantes

Se conocen así porque no requieren un paso de grabado ácido previo, más bien, los primeros ácidos se utilizan para promover la disolución parcial del barro dentinario, seguido por un paso de grabado y aplicación del adhesivo, pueden contener 1 o 2 pasos:

2.5.2.2.1. Dos pasos

Contienen dos botellas, la primera en la que viene el primer ácido y en la otra botella el adhesivo, conocidos como adhesivos de 6ta generación, el más popular es el Clearfil SE Bond de Kuraray (Bedran-Russo y otros, pp. 719-720).

2.5.2.2.2. Un paso

Conocidos como todo en uno (all in one), contienen en una sola botella todos los pasos, ácido, primer, adhesivo, corresponden a los adhesivos de 7ma generación, que están entrando en desuso (Bedran-Russo y otros, pp. 719-720).

A pesar que existen sistemas adhesivos que según los fabricantes no requieren de un proceso ácido previo, las investigaciones actuales indican que siempre se debe grabar el esmalte, ya que los primeros ácidos contenidos en las botellas por sí solos no logra desmineralizar el esmalte, por lo que nace otro concepto que es el grabado selectivo, en el que se graba con ácido el esmalte, pero no se graba la dentina (Bedran-Russo y otros, pp. 719-720).

2.5.2.3. Adhesivos universales

Los adhesivos universales toman este nombre ya que pueden ser utilizados de acuerdo a las 3 técnicas de grabado, es decir, grabado selectivo, autograbado o grabado total, otra característica importante que los hacen diferentes a los demás adhesivos es la adición del monómero MDP que mejora la capacidad autograbante del adhesivo, así como también, proporciona unión química con la alúmina, el óxido de zirconio y otros metales, prescindiendo de un agente imprimador adicional (Bader & Ibáñez, 2014, p. 122).

El monómero MDP contiene una cadena larga de carboxilo que brinda propiedades hidrofóbicas y la estabilidad hidrolítica de los ácidos monómeros

para sustratos de esmalte y dentina, el MDP forma un fuerte enlace iónico con el calcio y la hidroxiapatita que forma sales de calcio de baja solubilidad, que puede ser responsable del buen rendimiento a largo plazo (Makishi, André, Lyra, y Bacelar, 2016, p. 547).

Los adhesivos universales en su formulación, contienen elementos que conllevan a una mejoría en cuanto a la resistencia a la biodegradación de la interface adhesiva en donde existe formación de múltiples nano capas de sales de calcio que se unen a la molécula de MDP sobre la dentina, sirviendo de protección a las fibras colágenas de la hidrólisis, estas nano capas podrían ser la respuesta a la alta estabilidad de unión probada en estudios clínicos y de laboratorio contribuyendo en mejoras de longevidad siempre y cuando estos adhesivos sean frotados por 20-30 segundos y aplicando aire a presión para eliminar las partes volátiles, a pesar que estos adhesivos contienen ácidos ligeramente mayores a la de los convencionales, siempre es recomendable el grabado selectivo previo del esmalte, lo que da paso a que se pueda abandonar de la filosofía adhesiva el grabado total de la dentina, como lo hacían los adhesivos de 5ta generación (Moncada, et. al., 2014, p. 196).

En el estudio realizado por Cuevas-Suárez, De Oliveira, Guerra, Fernandes, y Piva (2019, p. 7-26) en donde mediante un metaanálisis se buscó información acerca de los adhesivos universales y su efectividad en la adhesión de diferentes materiales de restauración indirecta, entre los que se incluyó, disilicato, feldespató, zirconia, aleación de metal y resinas compuestas.

Se revisaron 51 artículos, en los cuales se comprobó la efectividad de este tipo de adhesivos, se describe que su acción mejora con las diferentes tipos de tratamientos de superficie para cada material ya que en algunas cerámicas por si solo el adhesivo no logra altos porcentajes de adhesión, pero se comprueba que en restauraciones de óxido de zirconio es altamente efectivo como un sellante de la superficie interna, impidiendo la contaminación de fosfolípidos salivales que puedan reducir la fuerza adhesiva, de la misma manera en resinas

compuestas indirectas se evidencia el alto nivel adhesivo que logra obtener convirtiéndose en un material de lección para estos casos por la simplicidad de uso.

En estudios realizados por Spitznagel, Horvath, Guess, y Blatz (2014, p. 382-393), mediante revisión bibliográfica de 18 artículos, pudieron observar que, en restauraciones de resina indirecta, sean anteriores o posteriores, la adhesión al sustrato dental puede verse mejorada con el uso de arenado con óxido de aluminio más el MDP de los adhesivos universales, gracias a la retención mecánica que este proceso forma.

2.6. CEMENTOS RESINOSOS

Hay varias características de los cementos de resina que los hacen agentes de fijación clínicamente superiores, los cementos de resina pueden tener altas resistencias de unión tanto a la estructura dental como a la porcelana, altas resistencias a la tracción y a la compresión, y la solubilidad más baja de los cementos disponibles, las propiedades de flexión, incluidos el módulo y la resistencia, son importantes para evitar la desunión durante la función y la resina (Luna, Da Costa y Braz, 2009, p. 225).

Las desventajas de los cementos de resina están asociadas con su técnica y dificultad de limpieza en áreas interproximales, también pueden cambiar de tono durante el curado y pueden oscurecerse durante su vida útil, esto puede ser un factor crucial, especialmente porque la estética es una característica particularmente importante para las restauraciones totalmente cerámicas, debido a que estos materiales dependen de la unión, el operador debe tener cuidado de seguir todos los pasos en el orden correcto y con el tiempo recomendado para cada paso (Luna, et al., 2009, p. 225).

2.6.1. Composición

Los cementos resinosos son materiales que poseen una composición de similares características a la de las resinas compuestas, es decir, contienen una matriz orgánica conformada por Bis-GMA y UEDMA (uretano dimetacrilato) y monómeros con un bajo peso molecular como el TEGDMA (tri-etilenoglicol dimetacrilato), poseen también agrupamientos funcionales hidrofílicos para promover la adhesión a la dentina como el HEMA (hidroxietil metacrilato), el 4-META (4-metacriloxietil trimelítico anhidro) y en algunos casos también MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato) (Luna, et al., 2009, pp. 226-227).

2.6.2. Clasificación

Los cementos resinosos generalmente se clasifican de acuerdo con los modos de activación, a saber:

2.6.2.1. Cementos de fotocurado

La principal diferencia que poseen los cementos es el modo de polimerización, los de fotocurado vienen en única presentación monopasta, mientras que los cementos de autopolimerización contienen dos pastas, en donde la pasta base tiene la amina aromática terciaria y la pasta catalizadora contiene peróxido de benzoil, por otra lado, los cementos de polimerización dual tienen ambos sistemas de iniciación, es decir, poseen dos sistemas de pastas, con la pasta base conteniendo canforoquinona, amina alifática y amina aromática terciaria y la pasta catalizadora conteniendo peróxido de benzoil (Luna, et al., 2009, pp. 229-230).

Los cementos de fotocurado se usan en restauraciones translúcidas y delgadas (carillas), que permitan una adecuada transmisión de luz, cuando las carillas tienen un grosor por encima de 1.5 a 2 mm o una alta opacidad, especialmente algunos tipos de cerámica, se inhibe la transmisión de la luz, por lo que, no se

recomienda el uso de estos cementos, las principales propiedades de los cementos fotoactivados son, un suficiente tiempo de trabajo eliminando del exceso de cemento fácilmente antes de la polimerización, estabilidad del color después de ser polimerizados, ya que, los cementos de resina fotopolimerizables no contiene el iniciador químico amina, que podría causar cambios de coloración con el tiempo, cosa que con los cementos duales especialmente se corre un alto riesgo de cambio de coloración por el contenido de aminas terciarias en su composición (Zhang, Ping y Xiang, 2018, p. 377).

Las indicaciones de los cementos de fotocurado son la cementación de restauraciones indirectas de diente anteriores en donde la estética es primordial, siempre y cuando, la opacidad o el grosor del material no interfieran con la transmisión de la luz al momento de que el cemento sea polimerizado, entre las características principales que presentan estos cementos se encuentra una mejor estabilidad en el color, producto de la eliminación de las aminas terciarias como componente en otros cementos, además, proporcionan un tiempo mayor de trabajo y permiten un mejor asentamiento de la restauración gracias a su baja viscosidad y su polimerización según las necesidades del clínico (Manríquez, Tranamil, y Vargas, 2019, p. 66).

2.6.2.2. Cementos de autocurado

Los cementos de resina de curado químico se polimerizan con una reacción química y se denominan de "autocurado", esto significa que deben mezclarse dos materiales para iniciar esta reacción, estos cementos son especialmente útiles en áreas donde la fotopolimerización es difícil, algunos ejemplos incluyen restauraciones de metal, postes endodónticos y restauraciones de cerámica que prohíben que la unidad de curado polimerice adecuadamente el cemento de resina (Stamatacos y Simon, 2015, p. 37).

2.6.2.3. Cementos de curado dual

Los cementos duales toman este nombre gracias a las dos formas que presentan de polimerización es decir, tanto de manera química como mediante una fuente de luz, son indicados para restauraciones que presentan un grosor mayor a 2mm o son opacas, en donde la luz no puede atravesarlas, las incrustaciones, coronas cerámicas, pernos son algunos de los ejemplos. Entre su composición se incluyen dos tipos de iniciadores, por un lado, la conforquinona que es el fotoiniciador y por otro lado, el peróxido de benzoilo que es el iniciador químico y ante la emisión de luz, la reacción de polimerización iniciará produciendo un mayor grado de conversión para después terminar con la reacción química en lugares en donde la luz no logra traspasar. Uno de los problemas que se puede presentar es la degradación de los dobles enlaces de carbono que quedan sin reaccionar durante el proceso de fotocurado, produciendo alteraciones en el color del cemento con el paso del tiempo, ésta es otra diferencia con los cementos fotopolimerizables, siendo estos últimos los que pueden presentar una mayor estabilidad del color en un período determinado de tiempo (Luna, et al., 2009, pp. 229-231).

A su vez, los cementos duales pueden clasificarse en dos grupos, cementos duales tipo CORE y cementos duales auto-adhesivos:

2.6.2.3.1. Cementos duales core

Son cementos de resina dual que están indicados para la realización de rellenos o núcleos (muñones) brindando la posibilidad de realizar el tallado directamente para una futura corona, así también puede ser utilizado para la cementación de pernos radiculares y coronas, presentan en su composición una viscosidad equilibrada, consistencia ideal para todos estos actos clínicos, presentan una alta resistencia a la flexión y compresión ya que contienen aproximadamente entre 60 y 70% de carga inorgánica, se requiere fotopolimerizar durante 40 segundos con potencia de 450mW/cm² y emisión de luz con longitud de onda

de 400-500nm, aunque puede variar entre los distintos fabricantes, entre las marcas más populares están el AllcemCore de FGM, LuxaCore de DMG, ParaCore de Coltene (FGM, 2020).

Actualmente, estos cementos resinosos tipo Core, están siendo utilizados para realizar build-ups, es decir realizar reconstrucciones en dientes sumamente destruidos con el fin de evitar los postes intraradiculares, así mismo, este concepto es válido para hacer referencia al levantamiento de márgenes que estén muy cerca al margen gingival, mejorando así el sellado de las restauraciones en estas áreas críticas, ya que al ser de curado dual permiten tener un curado químico en áreas profundas en donde la luz no llegaría si dichas reconstrucciones se las realizara con composites normales, garantizando un mejor grado de conversión del material y por ende menos fracasos clínicos (Koytchev, et al., 2019, p. 745).

2.6.2.3.2. Cementos duales autoadhesivos.

Los cementos de resina autoadhesivos actuales son materiales de resina de curado dual que se basan en la activación mediante fotocurado y curado químico para convertir monómeros en polímeros, estos cementos pueden presentarse como materiales de dos componentes, pueden ser en jeringas individuales separadas o en los dispensadores de jeringas de barril doble, siendo estos los más populares, en cualquier caso, los componentes deben separarse debido a la posibilidad de interacción prematura de ácido-base entre monómeros ácidos, los componentes principales de cualquier cemento de resina autoadhesivo son los predominantes monómeros ácidos funcionales (monómeros de di-metacrilato convencionales, por ejemplo, bis-GMA, UDMA y TEGDMA, partículas de relleno y sistemas activador-iniciador (Manso y Carvalho, 2017, p. 827).

Los cementos de resina autoadhesivos son una alternativa clínica viable, especialmente en casos en donde los beneficios de un procedimiento de fijación autoadhesivo supera la necesidad de máximas propiedades mecánicas tales

como cementación de postes de fibra y cuando el control de la humedad es un desafío para la aplicación de un adhesivo (Manso y Carvalho, 2017, pp. 827-828).

2.7. FOTOPOLIMERIZACIÓN

La fotopolimerización debe comprenderse como un proceso de suma importancia para todo tipo de restauraciones, ya que interviene en la transformación de monómeros a polímeros de los materiales resinosos ayudando que éstas sean más longevas tanto en sentido funcional como estético, aunque este proceso se puede ver afectado por varios factores como por ejemplo, la duración de la radiación, dimensiones y ubicación de la cavidad dental, dirección y distancia de la punta del dispositivo, la composición del compuesto, el tiempo de irradiación y el color y grosor del material compuesto (Omidi, Gosili, Jaber-Ansari y Mahdkhah, 2018, p. 556).

El proceso de fotopolimerización requiere de un instrumento especialmente fabricado para estos fines que a lo largo de la historia han ido evolucionando de acuerdo al perfeccionamiento de los materiales dentales sensibles a la luz, por lo que, toda lámpara de fotocurado, en su funcionamiento debe integrar cuatro elementos fundamentales:

2.7.1. La longitud de onda

Que es la distancia entre puntos idénticos también llamados ondas que determinan el color de la luz, el número recibido de fotones con la apropiada longitud de onda es crítica para garantizar que una resina obtenga el mayor grado de conversión, es decir obtener la mayor transformación posible de monómeros a polímeros; la longitud de ondas es medida en nanómetros (nm).

2.7.2. La intensidad de luz

Se define como la potencia de la luz en mili-watts sobre el área que será irradiada (mW/cm^2) y se considera como un factor clave para inducir dobles enlaces de carbono a través del tiempo, si esta luz es insuficiente, puede ser responsable de varios fracasos operatorios, como desadaptaciones marginales, cambios de coloración del material, entre otros; por el contrario, altas intensidades también podrían inducir daños en los tejidos blandos y pulpa, ya que si a la pulpa se le genera un calor directo de más de 6 grados podría ocasionar daños irreversibles.

2.7.3. Dosis lumínica

El proceso de fotopolimerización depende de la energía absorbida por la resina y puede ser resumida por el producto de la intensidad de la luz multiplicada por el tiempo de exposición, por ejemplo, 20 segundos bajo una intensidad de luz de $800 \text{ mW}/\text{cm}^2$ es igual a, $20 \text{ segundos} \times 800 \text{ mW}/\text{cm}^2 = 16,000 \text{ mWs}/\text{cm}^2$, o $16 \text{ J}/\text{cm}^2$, siendo este último valor, el promedio aceptado como energía suficiente para polimerizar un composite.

2.7.4. Colimación de la luz

Que se refiere a la canalización paralela de la luz, entre menos divergente y menos se disperse del área a curar, habrá mayor energía lumínica en la profundidad, por lo que, un ángulo de 90° es crítico para la penetración de la energía lumínica, ya que la densidad de potencia emitida en la punta puede ser muy diferente de la cantidad de energía que llega realmente a las cavidades más profundas. Todas las características antes mencionadas se verán relacionadas con las diferentes marcas y tipos de lámparas de fotocurado existentes en el mercado (Omid et al., 2018, p. 557).

Tanto las resinas, como varios cementos, tienen como fotoiniciador a la canforquinona, que responde a la irradiación creando radicales libres e inicia la

polimerización, una intensidad de luz con un rango de longitud de onda adecuados son necesarios para que esta reaccione (420-470 nm), mientras que, colores de resina tipo esmalte, composites de colores muy claros, matices incisales y translúcidos pueden contener otros iniciadores como fenilpropanodiona (PPD) y Lucerina TPO, que tienen su mayor absorción por debajo de los 400nm, la intensidad de la luz de los dispositivos de curado está definida por la Organización Internacional de Normalización como el Norma ISO 4049, que recomienda una intensidad de luz de 400 mW/cm² para restaraciones directas y al menos 1000mw/cm² para indirectas, con una longitud de onda de 420 a 490nm (Watts, Kaiser, O'Neill y Price, 2019, p. 425).

La polimerización adecuada es crucial para determinar la vida útil de todo tipo de restauraciones, la polimerización incompleta de un cemento puede provocar inestabilidad del color, toxicidad del monómero residual, disminución de la fuerza de unión y sensibilidad postoperatoria, lo que lleva a mayor riesgo de microfiltración y caries (Chen, Hong, Xing y Wang, 2015, p. 174).

Varios estudios han indicado los factores que afectan la polimerización de resina, incluido el tipo, grosor, color de cerámica y la luz de curado, se requieren cerámicas más opacas para el tratamiento estético de dientes severamente oscurecidos, pero el paso de luz a travez de ellas se veria afectado, por lo que se prefieren los cementos de resina de doble curado. El curado óptimo es crítico porque los cementos de resina inadecuadamente polimerizados son propensos a propiedades mecánicas alteradas, condiciendo a un fracaso clínico (Zhang et al., 2018, p. 380).

2.8. CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

Los materiales dentales actuales que consisten en rellenos inorgánicos y una matriz de polidimetacrilato, se polimerizan por medio de reacciones de radicales libres activadas por luz in situ, estos biomateriales son cada vez más populares, sin embargo, los compuestos restauradores dentales se someten a contracción

dimensional cuando se polimerizan y existen inconvenientes al momento de no seguir las instrucciones del fabricante, por ejemplo la pérdida de volumen durante la polimerización rápida o la técnica de cementación genera alteraciones que han sido reconocidas como factores importantes que afectan la integridad marginal de las restauraciones de composite, que conducen a la separación de la estructura dental circundante y la formación de gaps (Cho, Sadr, Inai y Tagami, 2011, p. 1073).

La brecha interfacial y las tensiones residuales afectan en gran medida la longevidad y éxito de una restauración. Por lo tanto, es necesario para entender el mecanismo de contracción y las estrategias para superar o prevenir los efectos perjudiciales, existen varias formas de ver las brechas dejadas por los materiales dentales, algunas de ellas son, el uso de micro-tomografías, microscopio electrónico de barrido, tinciones, entre otros (Kaisarly y Gezawi, 2016, p. 259).

Todas las restauraciones directas e indirectas, van a depender de la adecuada polimerización del componente de resina, caracterizado por transformar monómeros en polímeros, acompañados por una reducción volumétrica del material conocido como contracción por polimerización, a pesar de los avances en el desarrollo de nuevos materiales restauradores, existen aún estos inconvenientes ya que, varios compuestos dentales utilizados en procedimientos restaurativos exhibe contracción volumétrica que puede ir desde el 1% hasta 6%, dependiendo de la formulación y condiciones de fotocurado, una consecuencia del estrés por contracción puede ser visible a lo largo de la interfaz restauración diente o en los márgenes de la restauración, lo que resulta en la aparición de brechas marginales, por otro lado, cuando las restauraciones indirectas se cementan en un diente vital, la contracción de polimerización puede dar paso a la aparición de sensibilidad postoperatoria o desunión de la misma, contribuyendo a la aparición de tinciones marginales (Soares et al., 2017, p. 52).

2.9. CARILLAS

Desde 1930 se han utilizado carillas dentales con el fin de mejorar la estética en la sonrisa, puesto que, entre las indicaciones para el uso de carillas tenemos: dientes con cambios de coloración debido a varios factores como tinción por tetraciclina, fluorosis o la edad, otras indicaciones pueden ser, morfología dental anormal, corrección de mal posición menor, o simplemente porque el paciente busca una sonrisa más armónica (Alothman y Bamasoud, 2018, p. 2405).

Mientras que las entre las contraindicaciones de las carillas dentales incluyen: pacientes con hábitos parafuncionales como el bruxismo, mordidas de borde a borde, enfermedades periodontales, esmalte insuficiente (Alothman y Bamasoud, 2018, p. 2405).

En el estudio realizado por Spitznagel et al. (2014, p. 392), demuestran que en general, los composites representan una buena alternativa a la cerámica como material restaurador indirecto, éstos pueden ser confeccionados mediante CAD/CAM y procesados en el laboratorio. Entre las ventajas de las carillas en resina son los bajos costos y que aun así brindan una creciente confiabilidad, durabilidad y estabilidad en el tiempo, además que, las carillas procesados en laboratorio muestran menores deficiencias que las confeccionadas de manera directa, por su mayor grado de conversión y controlada contracción por polimerización que ayudan a mejorar la mecánica y propiedades físicas.

La cerámica a menudo se conoce como el material de elección a la hora de tratamientos estéticos en el sector anterior gracias a sus propiedades favorables como lo son, mayor resistencia a la fractura y estabilidad del color en comparación con los compuestos de resina, pero desde el punto de vista económico la diferencia entre unas y otras es considerable, con el pasar del tiempo los composites han ido evolucionando, integrando en su química por ejemplo partículas de zirconio, elementos que mejoran sus propiedades físicas y mecánicas; en el estudio realizado por Gresnigt, Kalk y Ozcan (2013, pp. 823-

832), hicieron un seguimiento por 3 años a pacientes con carillas de resina y cerámica, un total de 46 muestras fueron evaluadas, encontrando un excelente comportamiento de ambos materiales, el resultado fue la fractura de 6 carillas de resina y 3 de cerámica, es decir, no existió un resultado estadísticamente significativo que permitan poner un material por sobre el otro durante ese tiempo, por ende recomendando los materiales de resina indirecta como una excelente opción.

Tanto las carillas de cerámica y resina, pueden presentar varios inconvenientes como, la decementación, pigmentaciones en los márgenes, cambios de color de su estructura, éste último punto es más evidente en las carillas de resina, pero tienen la ventaja de ser pulidas, incluso reparadas en ciertos casos y a bajo costo, siendo un punto favorable en comparación con las cerámicas; en otro estudio realizado por (Gresnigt, Cune, Jansen, van der Made y Özcan, 2019, p. 102-109), hicieron un seguimiento ahora por 10 años de 46 carillas de resina y cerámica, encontrando que los problemas más comunes de las resinas es el cambio de color y desgaste en promedio de 4 a 5 años, mientras que las cerámicas se mantenían en mejores condiciones en este lapso de tiempo, al llegar a los 10 años, se pudo comprobar que el 75% de restauraciones de resina no presentaron fallas, mientras que las cerámicas, el principal problema encontrado fue la decementación, concluyendo que en ese rango de tiempo las carillas cerámicas se conservaron en mejores condiciones, pero que las deficiencias de las de resina podrían ser reparadas contribuyendo a un aumento en su vida útil.

Es importante comprender que cada material con el que se fabrican las carillas, requieren de un tratamiento de superficie específico, por ejemplo en las carillas cerámicas de disilicato de litio, que en su composición contienen una fase cristalina y una matriz vítrea, requerirán de tratamientos con ácidos (HF) para ser llevadas al proceso adhesivo, mientras que, las carillas de resina, que en su fase de confección, comúnmente luego de la fotopolimerización, se las suele llevar a tratamientos con calor o luz de alta intensidad, con el fin de mejorar su grado de

conversión mejorando así resistencia, sin embargo, este proceso disminuye el número de enlaces de carbono de las resinas, por lo que es recomendado que la adhesión en estos materiales se deba realizar en superficies rugosas para crear microretenciones, esto se lo puede lograr con un microarenado, comúnmente con partículas de óxido de aluminio de 50 micrones y 20 bares de presión, logrando mejores niveles adhesivos (Gresnigt et al., 2013, p. 829).

2.10. PREPARACIÓN PARA CARILLAS

Para comprender las preparaciones para carillas, se debe conocer que el esmalte dental es una estructura que tiene diferentes espesores de acuerdo a los tercios de los dientes anteriores, según Ferrari, Patroni y Balleri (1992, p. 408), el grosor del esmalte, obtenido de la revisión de 114 dientes anteriores extraídos fue de, 1.0 a 2.1 mm en el tercio incisal, de 0.6 a 1.0 mm en el tercio medio y 0.3 a 0.5 en el tercio gingival (Ferrari et al., 1992, pp. 408-409).

La clasificación de preparación de carillas, está relacionada a la extensión de la misma, es decir a la cantidad de tejido dental que se desgasta, por lo que se le ha dado varias denominaciones a las preparaciones, entre las más comunes tenemos: 1.- preparación en ventana: en donde se prepara la cara vestibular y se conserva el borde incisal, 2.- preparación de pluma: en el que se prepara la cara vestibular y el borde incisal está preparado pero sin reducción en altura, 3.- preparación de bisel: en el que se prepara la cara vestibular y el borde incisal se prepara ligeramente disminuyendo su altura (0.5-1 mm), 4.- Overlap: en la que se prepara la cara vestibular y el borde incisal se reduce en longitud (aproximadamente 2 mm), más una preparación por la parte palatina, siendo esta la más agresiva, la misma que a pesar de ser la menos utilizada, puede ser beneficiosa en casos en los que se busque reestablecer la guía anterior (Alothman y Bamasoud, 2018, p. 2406).

Existe también una clasificación más moderna, en la cual se toma en cuenta la cantidad de esmalte disponible y la cantidad de dentina expuesta: Clase I.- sin

preparación o mínimo preparación con el mantenimiento de aproximadamente el 95% del esmalte; Clase II.- preparación mínimamente invasiva con una reducción de hasta 0,5 mm y el mantenimiento de aproximadamente el 80% de esmalte; Clase III.- preparación conservadora con reducción dental entre 0.5 a 1.0 mm y el mantenimiento de aproximadamente 50% a 80% de esmalte; Clase IV.- preparación convencional con más del 50% de reducción de esmalte (Farias-Neto et al., 2019, pág. 158).

Los principios de tallado se han venido estudiando desde tiempo atrás, realizando varios diseños que permitan la mayor prevalencia de tejido dental, varios autores clasifican de varias maneras dichas preparaciones, por ejemplo Stappert, Ozden, Gerds, y Strub (2005, pp. 132-139) realizaron un estudio in vitro acerca de la influencia que tiene la preparación dental para carillas con la resistencia de las mismas a cargas mecánicas, el estudio se llevo a cabo en 64 incisivos humanos extraídos, se propuso 4 diseños, tallado mínimamente invasivo 0.3mm, tallado en ventana 0.5mm, tallado con superposición incisal de 2mm sin chaflán palatino y tallado con superposición incisal de 3mm con chaflán palatino de 2mm, las muestras fueron llevadas a ciclos de carga por más de 1 millón veces que simula un tiempo de 5 años aproximadamente a 49N, se pudo comprobar que el grupo de carillas talladas con chaflán palatino tuvo en 60% más de fallas que los demás grupos, incluso existieron 7 muestras que se fracturaron conjuntamente con el remanente dental, mientras que los tallados de mínima invasión y en ventana se mantuvieron más estables con un índice de 86% de éxito.

Chang, Hurst y Estey (2002, pp. 216-224) realizaron una revisión bibliográfica acerca de preparaciones para carillas desde 1991 hasta el 2018, en donde pudieron comprobar la evolución que ha tenido este tema con los años, ya que en los años 90 a pesar que la odontología mínimamente invasiva estaba popularizándose, aun era muy frecuente encontrarse con artículos que hablaban de grandes preparaciones, en donde no se tomaba en cuenta la conservación de esmalte y de bordes incisales, así como también, los tallados tipo overlaps o

preparaciones incisales y palatinas eran de los más usados, pasado los años 2000, se evidencia una mayor preocupación por tallados más conservadores gracias al advenimiento de nuevos y mejores materiales para la fabricación y cementación de carillas, por lo que en artículos más actuales se pudo observar que se prefiere un tallado en tipo ventana con desgastes de entre 0.3 a 0.5mm y reducción incisal de 0.8 a 1mm, que según los artículos consultados obtenían un porcentaje de éxito del 96% en periodos de 8 a 10 años, mientras que preparaciones más agresivas su éxito es de 75 - 80% en iguales periodos de tiempo.

Otra preparación usada para el tallado de carillas, es la llamada preparación vertical, en la que se sigue el contorno de la pieza dental, buscando una mayor conservación de tejido sano, se lo realiza sobre un mock-up, permitiendo tener mayor control del desgaste y permitiendo una mayor preservación de tejidos especialmente esmalte, esta técnica difiere de las preparaciones horizontales en donde se busca la formación de un hombro cervical; la técnica vertical describe resultados favorables especialmente en el mantenimiento del tejido gingival, la técnica cuenta con una preparación de 0.3 mm en tercio gingival (sin hombro), 0.5 mm en tercio medio y 0,8 mm en el tercio incisal, esta técnica requiere de mayor experticia tanto del clínico como del laboratorio (Imburgia et al., 2016, pp. 6-7).

Blunck, Fischer, Hajtó, Frei y Frankenberg (2020, pp. 2745–2754), llevaron a cabo un estudio, cuyo objetivo fue investigar la influencia de cinco diseños de preparación diferentes y dos diferentes espesores de carillas, comprobó la calidad de sellado marginal y resistencia a la fractura después de cargas termomecánicas in vitro de 80 incisivos centrales humanos, los diseños usados fueron 5: no prep, mínimamente invasivo exclusivamente en esmalte, semi-invasivo con 50 % de exposición de dentina, invasivo con 100% de exposición de dentina y semi-invasivo que incluían restauraciones de resina compuesta de clase III, mientras que, las carillas se fabricaron en dos espesores de 0.2–0.5 mm y de 0.5–1.2 mm; después de 3 millones de ciclos a 100N, observaron que

la integridad promedio en los márgenes fue de 82 a 95% sin diferencias significativas en las preparaciones, pero el riesgo de fractura aumenta con carillas finas y preparaciones con porciones de dentina medias a altas en comparación con carillas más gruesas con preparaciones en esmalte o parcialmente en dentina, por otra parte, las restauraciones de resina compuesta preexistentes no mostraron ningún efecto significativo que influenciara en la calidad del margen o el riesgo de fractura.

La presencia de restauraciones previas que hayan sido bien aplicadas, con los protocolos idóneos, previo a la cementación de carillas sean cerámicas o de resina, se ha comprobado que no son un factor que influya de manera significativa en la adhesión de estas, siempre y cuando las superficies se encuentren libres de biofilm y sin caries (Gresnigt et al., 2013, p. 830).

Como se ve, la forma de preparación es importante para tener éxito a largo plazo en tratamientos con carillas, de igual manera y no menos importante, el sustrato al cual nos adherimos también juega un papel fundamental, en el estudio realizado por Oztürk y Bolay (2014, p. 481-489), en el que evaluaron 125 carillas durante 2 años, las mismas que fueron cementadas en 3 diferentes sustratos: uno netamente en esmalte, sustrato de esmalte con exposición mínima de dentina y sustrato de esmalte con exposición severa de dentina, observaron que los grupos en donde la cementación se llevo a cabo netamente en esmalte y esmalte con exposición mínima de dentina tuvieron un éxito del 94% mientras que las que estuvieron en dentina sobrevivieron en un 85.7%, concluyendo que, existen altas tasas de supervivencia de carillas cuando se unen solo al esmalte, así como al esmalte con una exposición mínima de dentina, sin embargo, se debe evitar una exposición de dentina durante el tallado.

2.11. ESPESORES DE CARILLAS

Los espesores con que se forman las carillas es un factor a tomar en cuenta a la hora de buscar tratamientos estéticos idóneos, ya que el grosor guarda uno de

los esclavones en la obtención del color final de la restauración, otros factores que pueden influenciar en el color serán, el tono del substrato, el cemento, la fotopolimerización y el adhesivo dental aunque en menor grado; en el estudio realizado por Chen et al. (2015, pp. 172-177), en donde comprobó la influencia que tienen los cementos resinosos en el color final de las carillas, observaron que, al usar carillas con con grosor de 0.5mm son más susceptibles al cambio de color por parte del cemento, mientras que las carillas de 1mm mostraron una reducción significativa en cambios de color por cementos, por lo que hacen notar la estrecha relación que tienen estos factores para el éxito de un tratamiento estético con carillas.

2.12. ESPESOR DE CEMENTO Y GAPS

La longevidad de las restauraciones cerámicas también depende de la proximidad entre la restauración y la estructura del diente, la resistencia de las restauraciones indirectas en general se ha relacionado con el espesor dejado por la película del agente cementante; según los estándares ISO, indica que, un espesor de película ideal de cemento, para cementos a base de resina debe ser de 50 μm , sin embargo, varios factores podrían influir en el grosor del cemento de resina. La adaptación interna de las restauraciones cerámicas está significativamente influenciada por la precisión del proceso de fabricación utilizado, como resultado del proceso de fabricación, el espesor medio de la película de cemento es de 106.74 μm . para la técnica prensable y 340.35 μm para la mecanizable (Rojpaibool y Leevailoj, 2015, p. 143).

La mayoría de los autores acordó que los valores de adaptación marginal de las restauraciones deberían estar entre 100 y 120 μm para evitar el desgaste del cemento, otros investigadores declararon que un valor de adaptación marginal aceptable puede ser hasta 300 para restauraciones cerámica, la adaptación marginal afecta la longevidad de las restauraciones, debido a que estos quedan expuestos a la cavidad oral, por otro lado, la adaptación interna o el espesor del

cemento de resina es un parámetro que influye significativamente en el color de la restauración (Yuce, Ulusoy y Turk, 2017, p. 506).

La línea de cementación puede verse afectada por la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica distinto al diente, haciendo que en la interface diente restauración aparezcan gaps, responsables de microfiltraciones marginales en la restauración, dando paso a la aparición de caries recidivantes, sensibilidad, manchas y el posterior fracaso de la restauración. Depende de varios factores la magnitud de la interfase, por ejemplo, la habilidad del clínico y laboratorista, la terminación cervical de la preparación, técnica y material de impresión y la inserción exitosa de la restauración en el remanente dentario. (Sampaio et al., 2017, p. 786), de acuerdo a lo propuesto por (Magne y Belser, 2004, pp. 335-370), la línea de cementación para un cemento de resina es de aproximadamente 125 μ m, dato que se compara con la Asociación dental Americana (ADA) que indica que, la capa de agente cementante debe ser menor de 125 micras siendo lo ideal una línea menor a las 100 micras.

Los gaps que dejan los cementos resinosos, son de vital interés ya que es otro de los efectos que puede causar que se produzca una fractura de restauraciones indirectas como carillas, en el estudio realizado por (Prakki et al., 2007, pp. 172-178) estudiaron el efecto del espesor de la película de cementos resinosos con la resistencia a la fractura de carillas cerámicas, en donde realizaron 80 carillas de 1 y 2mm, a las mismas que las dividieron en 3 grupos, a un grupo la cementaron con 100micras de cemento, a otro grupo con 200micras y al otro con 300micras, estas carillas fueron llevadas a una máquina de compresión, concluyendo que las muestras que fueron cementadas con 300micras de cemento resultaron más propensas a la fractura.

Otro aspecto importante del gap, es que como las carillas se encuentran en un ambiente tan hostil como es la cavidad bucal, que contienen millones de microorganismos, estos pueden producir lesiones cariosas en superficies que les

permita alojarse, por ejemplo, en el estudio realizado por Maske, Kuper, Cenci y Huysmans (2017, pp. 475-481) descubrieron que los microorganismos responsables de las caries podrían necesitar de 200 a 500micras para alojarse en un espacio dejado por cualquier material restaurador y producir una carie secundaria y solo de 30 micras cuando se coloca una restauración sobre una lesión cariosa que no fue removida de manera adecuada.

En otro estudio realizado por Ferancane (2017, pp. 364-371), en el cual quiso comprobar la formación de caries alrededor de restauraciones de resina, pudo comprobar que se necesita de un gap aproximado de 250micras para permitir la colonización de bacterias, aunque dependerá también de ciertos factores, como la higiene, la predisposición del huésped, enfermedades sistémicas, la ingesta alimenticia, pH salival, entre otros.

Con el tiempo se ha buscado conocer el comportamiento de los materiales dentales, en función al nivel de sellado que producen en el momento de la cementación, por ende, es muy popular el método de penetración de colorantes, pero exhiben limitaciones inherentes en que el tipo, tamaño, el pH de la acuosa de inmersión y la afinidad química del trazador con tejidos dentales duros, todos influyen en la resultados obtenidos, además, las evaluaciones con tinciones se las hace mediante seccionamiento, el mismo que puede destruir la muestra y hace que las pruebas adicionales sean imposibles y las brechas medidas en un área selectiva no pueden representar la muestra completa (Kim y Park, 2014, p. 64).

2.13. MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO

2.13.1. Definición

El microscopio electrónico de barrido ha sido uno de los instrumentos más usados para el estudio de los mecanismos que envuelven el proceso de adhesión. El principio de éste, se basa en la formación de imágenes

tridimensionales por un escaneado del espécimen que se construyen punto a punto y línea a línea. El MEB en su arquitectura presenta un cátodo que al calentarse arroja una fuente de electrones primarios, los mismos que viajarán por las lentes situadas a los laterales del aparato guiándolos en una trayectoria lineal hasta llegar al espécimen, una vez llegado a éste, pasan por la cobertura de oro que se colocó previamente sobre su superficie facilitando así la conducción de los electrones, una vez penetran el espécimen, los electrones secundarios se excitan y serán los responsables de materializar la imagen, pues los electrones primarios se desechan, mientras que los secundarios son recogidos y se convertirán cada electrón en un fotón que tendrá un color dentro de las tonalidades comprendida entre el negro y el blanco, cada fotón dará un punto, y la suma de todos producirán la imagen (Albaladejo, 2008, p. 200).

2.13.2. Ventajas

- La imagen presenta un efecto en 3D.
- Posibilidad de analizar especímenes grandes.
- Permite realizar fotografías con varios aumentos, desde 3x hasta 150.000x (Albaladejo, 2008, p. 201).

2.13.3. Desventajas

- El espécimen es sometido a un vacío.
- Se debe metalizar
- Sólo es posible observar la superficie del espécimen (Albaladejo, 2008, p. 201).

2.13.4. Preparación de muestras

Para que se puedan observar las muestras en el MEB, ésta debe deshidratarse y cubrirse con una película delgada de un metal noble para que sean conductoras y para este caso no son necesarios cortes ultra finos. La principal

preocupación es convertir la muestra normalmente húmeda a un estado seco, preservando su forma tridimensional y su constitución química para poder ser examinada en el microscopio en vacíos altos. Esta conversión se divide en tres distintas fases: 1. Fijación: implica la estabilización, ya sea por enlace, desnaturación o precipitación de las moléculas orgánicas presentes en las células y tejidos 2. Deshidratación, eliminación del agua. 3. Recubrimiento: implica la aplicación de una fina capa de material conductor a una superficie no conductora para que se vuelva conductora y pueda transmitir los electrones (Alano et al., 2018, p. 34).

2.13.5. Selección de la muestra

Las muestras pequeñas son más fáciles de manejarlas y procesarles durante la fijación y deshidratación. Pueden ser estabilizadas y deshidratadas disminuyendo la oportunidad de que los componentes volátiles sean liberados dentro del microscopio (Alano et al., 2018, p. 34).

2.13.6. Limpieza de muestra

La superficie para examinar debe estar limpia y libre de escombros extracelulares, ya que estos oscurecen toda la superficie; y otras sustancias como el polvo y fragmentos de células y tejidos también oscurecen parte de la superficie a ser examinada resultando en una imagen incompleta (Alano et al., 2018, p. 34).

2.13.7. Estabilización de la muestra

La fijación puede darse de diferentes maneras: la muestra puede ser expuesta a una fase de vapor de fijación, o se puede sumergir o flotar en una solución de fijación (Alano et al., 2018, p. 34).

2.13.8. Deshidratación de la muestra

Secado al aire: el secado al aire no es conveniente porque causa una distorsión significativa de los tejidos debido a la alta tensión superficial del agua (Alano et al., 2018, p. 35).

2.13.9. Soportes para la muestra

Después del secado la muestra es montada sobre un soporte para muestras, usualmente de aluminio y la muestra es adjuntada con un adhesivo conductivo como pintura de plata o de carbono, el soporte provee alguna vía de conducción de electrones. Hay diferentes sustratos empezando desde cubreobjetos de vidrio y plástico, discos de metal y cristalinos, plásticos, ceras, y filtros de membrana. La mica es un soporte conveniente para las muestras biológicas, las hace más resistentes a las cargas que el vidrio (Alano et al., 2018, p. 35).

3. CAPÍTULO III. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Determinar la presencia de burbujas y gaps después de la cementación de carillas de cerómero y resina con diferentes técnicas bajo microscopia de barrido.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir la cantidad y tamaño de burbujas después de la cementación de carillas de cerómeros y resina con diferentes técnicas, bajo microscopia de barrido
- Identificar la cantidad y tamaño de gaps en el cemento con las diferentes técnicas de cementación de carillas de cerómero y resina, bajo microscopia de barrido
- Medir la línea de cementación en las carillas de cerómero y resina, bajo microscopia de barrido

3.3. HIPÓTESIS NULA

La técnica empleada para la cementación de carillas de cerómero y resina, no influye en la aparición de burbujas y gaps bajo microscopia de barrido.

3.4. HIPÓTESIS ALTERNATIVA

La técnica empleada para la cementación de carillas de cerómero y resina, influye en la aparición de burbujas y gaps bajo microscopia de barrido.

4. CAPÍTULO IV. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. TIPO DE ESTUDIO

Estudio cuantitativo, experimental de corte transversal.

4.2. MUESTRA

La muestra corresponde a 30 premolares humanos que hayan sido extraídos por indicación ortodóntica

4.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Todos los premolares deberán estar sanos
- Premolares extraídos por motivos ortodónticos.

4.4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Premolares cariados
- Premolares restaurados en alguna de sus superficies

4.5. DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

Se usaron 30 premolares humanos, los mismos que fueron divididos en dos grupos, grupo A consta de 15 premolares en los que se harán carillas de cerámico con Ceramage (Shofu) en tono A2 esmalte y grupo B con 15 premolares que se hicieron carillas de resina con Z350 (3M ESPE) en tono A2 esmalte.

A su vez se subdividirá el grupo A en 3: A1, con 5 premolares a los cuales se aplicó cemento solo en el diente, grupo A2, con 5 premolares a los cuales se

aplicó cemento solo en la carilla y grupo A3, con 5 premolares, que se les aplicó cemento tanto en el diente como en la carilla de cerómero.

De igual manera el grupo B se dividió en 3: B1, con 5 premolares a los cuales se aplicó cemento solo en el diente, grupo B2, con 5 premolares a los cuales se aplicó cemento solo en la carilla y grupo B3, con 5 premolares, que se les aplicó cemento tanto en el diente como en la carilla de resina.

Para la preparación de las muestras, en primer lugar, se procedió a realizar dos matrices con silicona de condensación Zetalabor (Zhermack), ambas matrices fueron realizadas copiando únicamente la cara vestibular de cada premolar, la primera matriz fue usada como molde para la elaboración de las carillas de manera estampada y la segunda matriz fue cortada de manera sagital que sirvió de guía para la calibración de las preparaciones de carillas y que fueron verificadas con una sonda periodontal WHO. (Anexo 1)

Esta preparación fue de 0.5mm en cervical, 0.5mm en tercio medio y 1mm de reducción incisal, para ello, se utilizó una pieza de alta velocidad (Alegra - W&H) y fresas de marca JOTA, la primera fresa fue la número 1015 de forma de bola para realizar surcos guía, posteriormente se usó la fresa número 3070 de forma tronco cónica para hacer los surcos guías en incisal y seguir con la preparación siguiendo los tres planos de inclinación, finalmente se hizo un pulido con gomas Jiffy (Ultradent) siguiendo el protocolo del fabricante, (verde-amarilla-blanca), con pieza de baja velocidad (550C - Kavo) irrigando con agua a bajas revoluciones. (Anexo 1)

Una vez realizada la preparación, se volvió a tomar una nueva impresión del diente tallado colocando silicona pesada de adición President (Coltene) en un vaso dapen en donde se introdujo toda la corona clínica del diente, con el fin de obtener una impresión que permitió realizar un vaciado y obtener un modelo de estudio en el que se fabricaron las carillas, para ello, se usó yeso tipo IV Flow Stone FS (Whip-Mix). (Anexo 1)

En el modelo de yeso, se colocaron 2 capas de separador de la marca Shofu, con un intervalo de tiempo de 3 minutos entre capa y capa, ya que haya secado la segunda capa, se procedió a colocar una incremento de resina con un instrumento tipo espátula TNCCIB (Hu-Friedy) en la primera matriz obtenida previamente y se extendió el material por toda la cara interna, luego se llevó sobre el modelo de yeso y se realizó la fotopolimerización inicial de 20 segundos a través de la misma con una lámpara Coltolux (Coltene), se volvió a polimerizar por 20 segundos más de manera directa sobre la carilla, a continuación se la retiró de la matriz con la espátula TNCCIB (Hu-Friedy), posterior a ello, se realizó la prueba en el modelo y se procedió con las correcciones, luego se realizó un desgaste de la carilla con discos Sof-Lex (3M-ESPE) de color rojo para eliminar excesos hasta obtener una carilla de 1mm de grosor, la misma que fue calibrada y finalmente se verificó el asentamiento sobre el diente tallado. Este procedimiento fue realizado de la misma manera tanto para la elaboración de las carillas de cerómero del grupo A como en las carillas de resina del grupo B, con la diferencia que, en el caso de las carillas de cerómero fueron fotopolimerizadas dentro del horno de la propia marca, siguiendo las instrucciones del fabricante. (Anexo 1)

Confeccionadas las carillas, se procedió con la cementación, para ello se realizaron los acondicionamientos tanto del diente como de la carilla, en relación al diente, se realizó un grabado con ácido ortofosfórico ultra-etch al 35% (Ultradent) por 20 segundos, se lavó por el mismo tiempo y se secó con aire ligeramente, luego se usó adhesivo scotchbond universal (3M ESPE), utilizando un microbrush, frotándolo por 20 segundos según indicaciones del fabricante, se colocó aire para adelgazar la capa y eliminar el solvente por 5 segundos y no se fotopolimerizó.

El tratamiento de superficie para las carillas tanto de resina como de cerómero, constó de un arenado con chorro de óxido de aluminio de 50 micras y 20 bares de presión, se las lavó y secó, y luego se les colocó ácido ortofosfórico por 20 segundos, nuevamente se las lavó y secó con aire, posteriormente se les puso

adhesivo scotchbond universal (3M ESPE) con un microbrush frotándolo por 20 segundos sin fotopolimerizar.

Para la cementación de las carillas de resina y cerómero, se utilizó cemento resinoso Relyx Veneer T (3M ESPE), el mismo que fue utilizado de acuerdo a la técnica de cementación de cada grupo, para ello, se usó un optrastick (Ivoclar) como elemento para colocar las carillas en los dientes; para el asentamiento de la carilla se realizó presión digital eliminando los excesos con un microbrush y a continuación se usó una lámpara Coltolux (Coltene) para la fotopolimerización por 20 segundos, con una potencia de 1350mw comprobada con un radiómetro y una longitud de onda de 460 a 490nm, dato proporcionado por el fabricante, a una distancia de 1mm, una vez fotopolimerizadas, se colocó en toda la superficie un gel de glicerina y se fotopolimerizó nuevamente por 20 segundos más, finalmente se realizó el pulido final con discos Sof-Lex (3M-ESPE) según las indicaciones del fabricante (rojo-naranja-tomate-amarillo).

A todas las muestras de los grupos A y B se las cortó en tres tercios, oclusal, medio y cervical. Cada una de ellas se las denominó Ac (cervical), Am (medio), Ao (oclusal) y Bc (cervical), Bm (medio), Bo (oclusal) respectivamente, para ello se usó una máquina de corte de precisión de marca Isomet 1000 con un disco de corte a 400rpm, con irrigación constante, obteniendo en total de 90 muestras.

Para medir la cantidad y tamaño de gaps y burbujas, luego de la cementación de las carillas de todas las muestras, se las llevó a un análisis bajo microscopio electrónico de barrido. Para la preparación de las muestras, una vez cortadas, pasaron por un proceso de desecado en una deshidratadora mediante partículas de sílica en gel (Sorbtech) y se las dejó por 24h. Una vez desecadas, se las transportó en recipientes estériles, que también contenían sílica para evitar su hidratación. (Anexo 1)

Todas las muestras fueron llevadas a la Escuela Politécnica Superior del Ejercito (ESPE) para ser observadas en un microscopio de barrido, para ello, las

muestras fueron colocadas en soportes, utilizando cinta de carbono doble faz conductoras, seguidamente, los cortes dentarios fueron cubiertos con un material conductor para su observación, para este fin se utilizó un vaporizador de oro Sputter Coating Quorum Q105R bajo las siguientes condiciones: 15mA y 80mTorr por 75 segundos para producir una capa con espesor de aproximadamente 20nm, finalmente, los porta muestras fueron introducidos al microscopio de marca Tescan Mira 3 en alto vacío y fueron observadas con un voltaje de 5 kV con aumentos de entre 20 a 1000x. (Anexo 1)

Los resultados se codificarán en una base de datos en el programa SPSS en su versión 25 en español, haciendo uso de la prueba de Kruskal-Wallis, conocido también como test H, que es un método no paramétrico análogo a la prueba de ANOVA en donde se prueba si varias muestras independientes provienen o no de la misma población, es decir, en el estudio se busca conocer si la cantidad y medida de burbujas, gaps y línea de cementación dependen o no del procedimiento. (Anexo 1)

5. CAPÍTULO V. RESULTADOS

Los datos obtenidos del análisis experimental se organizaron las tablas 1-6, en ellas puede verse la cantidad de GAPS y su medida en micrómetros (um), línea de cementación, también en micrómetros, además de la cantidad de burbujas y medida de diámetro medio, en micrómetros.

Los datos se codificaron en una base de datos, en el programa SPSS en su versión 25 en español, considerando los siguientes criterios: 1) en el caso de dos o más GAPS, se reportó la suma de dichos valores, con el fin de indicar mayor irregularidad en la superficie, 2) en el caso de dos o más burbujas, se procedió también de forma acumulativa. Teniendo claros estos criterios, se procedió a realizar el análisis descriptivo, luego se realizó la prueba de normalidad, con el fin de seleccionar la prueba indicada para el análisis inferencial.

Tabla 1.

Estadísticos para las variables de estudio

	Variable	N	Min	Max	Media	Desv. Est	Estadís.	p
OCLUSAL	GAP	30	0,0	33,1	5,7	9,0	0,34	,000 ^c
	LÍNEA DE CEMENTACIÓN	30	15,3	51,0	27,2	11,3	0,26	,000 ^c
	BURBUJA	30	0,0	12,4	2,3	3,7	0,40	,000 ^c
MEDIO	GAP	30	0,0	22,0	3,0	5,3	0,35	,000 ^c
	LÍNEA DE CEMENTACIÓN	30	13,6	65,9	30,0	14,3	0,26	,000 ^c
	BURBUJA	30	0,0	10,0	2,0	3,4	0,43	,000 ^c
CERVICAL	GAP	30	0,0	20,0	3,7	5,7	0,31	,000 ^c
	LÍNEA DE CEMENTACIÓN	30	13,7	60,2	29,8	12,2	0,22	,001 ^c
	BURBUJA	30	0,0	16,0	2,3	4,1	0,35	,000 ^c

Los datos generales presentaron una importante dispersión, la prueba de Kolmogorov Smirvon con corrección de Lilliefors, determinó una significancia $p = 0$, que permitió inferir que los datos no cumplieron con la distribución normal, por lo que para las comparaciones entre grupos se aplicará la prueba no paramétrica de Kruskal Wallis.

Tabla 2.

Cantidad de GAP por grupo (%)

GRUPO	OCLUSAL			MEDIO		CERVICAL		
	CERO	UNO	DOS	CERO	UNO	CERO	UNO	DOS
Cerómero (cemento en diente)	40	40	20	40	60	80	20	
Cerómero (cemento en carilla)	60	40		40	60	60	40	
Cerómero (cemento en diente y carilla)	80	20		80	20	80	20	
Resina (cemento en diente)	40	60		60	40	40	40	20
Resina (cemento en carilla)	60	40		80	20	60	40	
Resina (cemento en diente y carilla)	80	20		80	20	80	20	

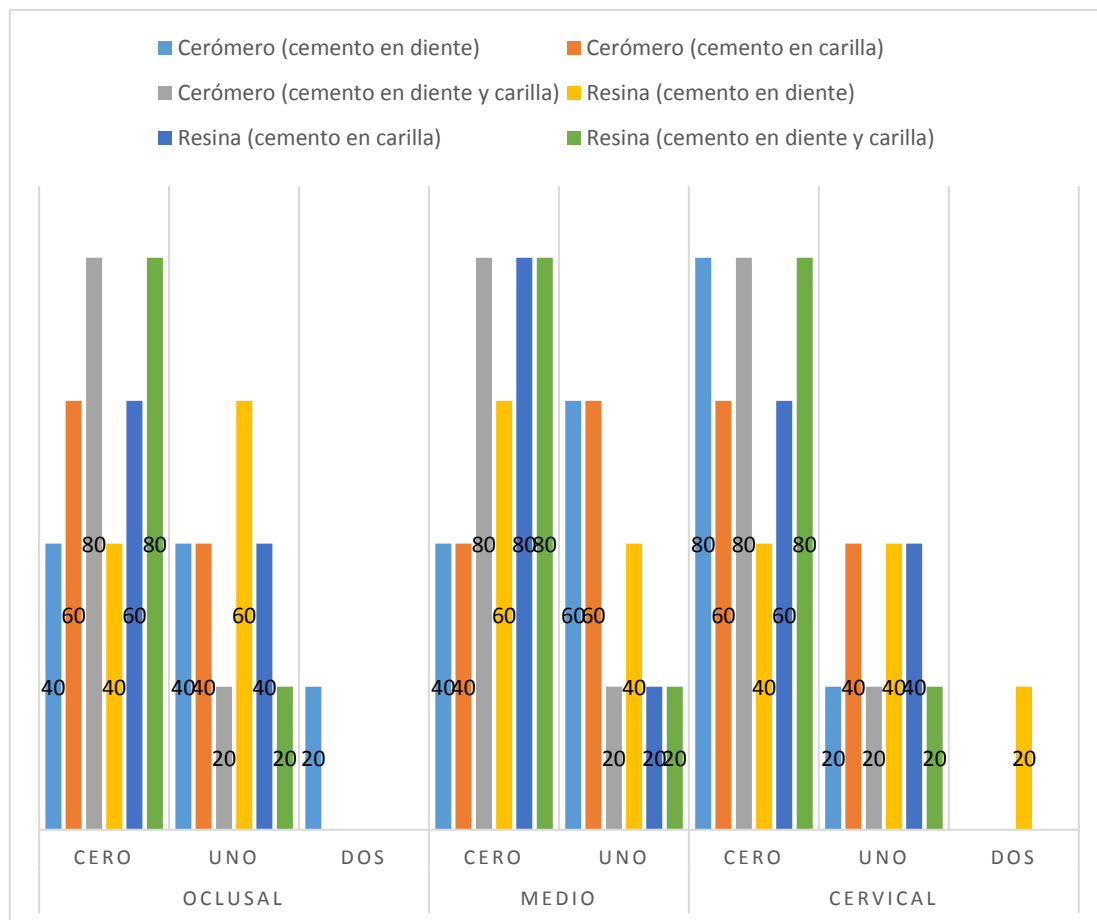


Figura 2. Cantidad de GAP por grupo (%)

Considerando que lo ideal es la ausencia de GAP, se obtuvieron mejores resultados para los protocolos en los que se empleó cemento en diente y carilla, tanto para el uso de cerómero como de resina, a nivel oclusal. Para el análisis en tercio medio, la tendencia fue similar, aumentando la eficacia además de la resina aplicada en carilla.

En este nivel además no se presentó más de un GAP. En tercio cervical se disminuyó la frecuencia de los GAP, siendo el de resina en diente la de menor eficacia. La prueba de chi cuadrado dentro de sus limitaciones estimó una significancia $p = 0,72$ que indicaría que la cantidad de GAPs no dependió del grupo (material y forma de aplicación).

Tabla 3.

Cantidad de burbujas por grupo (%)

GRUPO	OCLUSAL			MEDIO			CERVICAL	
	CERO	UNO	DOS	CERO	UNO	DOS	CERO	UNO
Cerómero (cemento en diente)	80	20		60	20	20	40	60
Cerómero (cemento en carilla)	60	40		80	20		60	40
Cerómero (cemento en diente y carilla)	80	20		80	20		80	20
Resina (cemento en diente)	40	40	20	40	60		40	60
Resina (cemento en carilla)	60	40		80	20		80	20
Resina (cemento en diente y carilla)	80	20		80	20		80	20

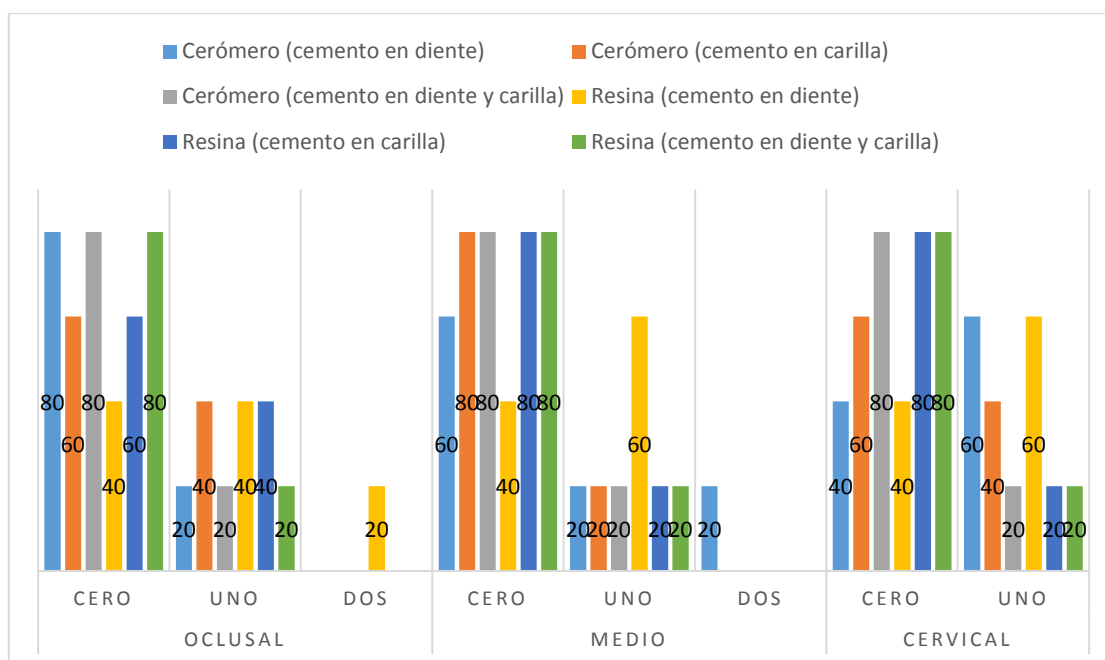


Figura 3. Cantidad de burbujas por grupo (%)

Considerando que lo ideal es la ausencia de burbujas, se obtuvieron mejores resultados para los protocolos en los que se empleó cemento en diente y carilla, tanto para el uso de cerómero como de resina, a nivel oclusal. Para el análisis en tercio medio, la tendencia fue similar, aumentando la eficacia además de la resina y cerómero aplicada en carilla.

En tercio cervical se disminuyó la frecuencia de presencia de burbujas, siendo el de resina o cerómero en diente la de menor eficacia. La prueba de chi cuadrado dentro de sus limitaciones estimó una significancia $p = 0,72$ que indicaría que la cantidad de burbujas no dependió del grupo (material y forma de aplicación).

Tabla 4.

Medida de los GAP por grupo y tercio de análisis. Media (DS)

GRUPO	Oclusal	Medio	Cervical
Cerómero (cemento en diente)	14,6 (14,7)	8,6 (9,2)	9,5 (9,1)
Cerómero (cemento en carilla)	3,9 (7)	4,2 (5,3)	2,9 (3,1)
Cerómero (cemento en diente y carilla)	0,6 (1,3)	0,4 (0,9)	0,6 (1,4)
Resina (cemento en diente)	10 (9,7)	2,8 (4,4)	8,5 (5,4)
Resina (cemento en carilla)	4,2 (5,7)	1,3 (2,9)	0,9 (1,3)
Resina (cemento en diente y carilla)	0,7 (1,7)	0,8 (1,9)	0 (0)

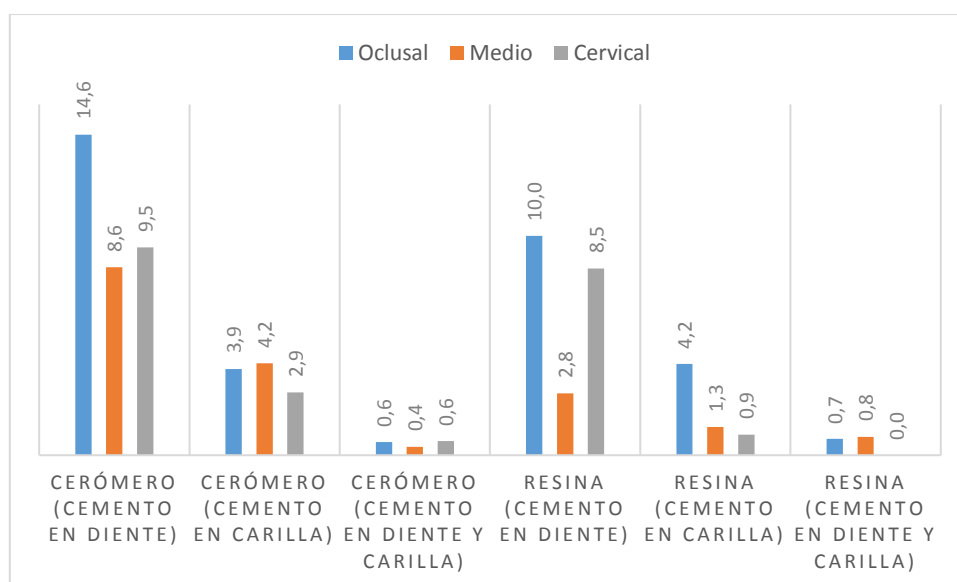


Figura 4. Media de los GAP por grupo y tercio de análisis.

Se registran diferencias numéricas entre los diferentes grupos y en los tres tercios de análisis, sin embargo, la prueba de Kruskal Wallis determinó que dichas diferencias fueron significativas solo para tercio cervical. Se observa que el menor Gap se dio en los grupos en los que se aplicó cerómero o resina tanto en diente como en carilla.

Tabla 5.

Medida de la línea de cementación por grupo y tercio de análisis. Media (DS)

GRUPO	Oclusal	Medio	Cervical
Cerómero (cemento en diente)	42 (8,9)	51 (12,9)	40,8 (8)
Cerómero (cemento en carilla)	21,1 (1,8)	23,3 (2,6)	25,9 (3,9)
Cerómero (cemento en diente y carilla)	17,9 (1,7)	19,5 (1,6)	20,8 (0,9)
Resina (cemento en diente)	41,5 (3,6)	45,3 (3,8)	48,8 (7,4)
Resina (cemento en carilla)	22,6 (3,1)	23,1 (3)	22,7 (5,4)
Resina (cemento en diente y carilla)	18,3 (1,9)	18,1 (3,7)	20 (2,4)

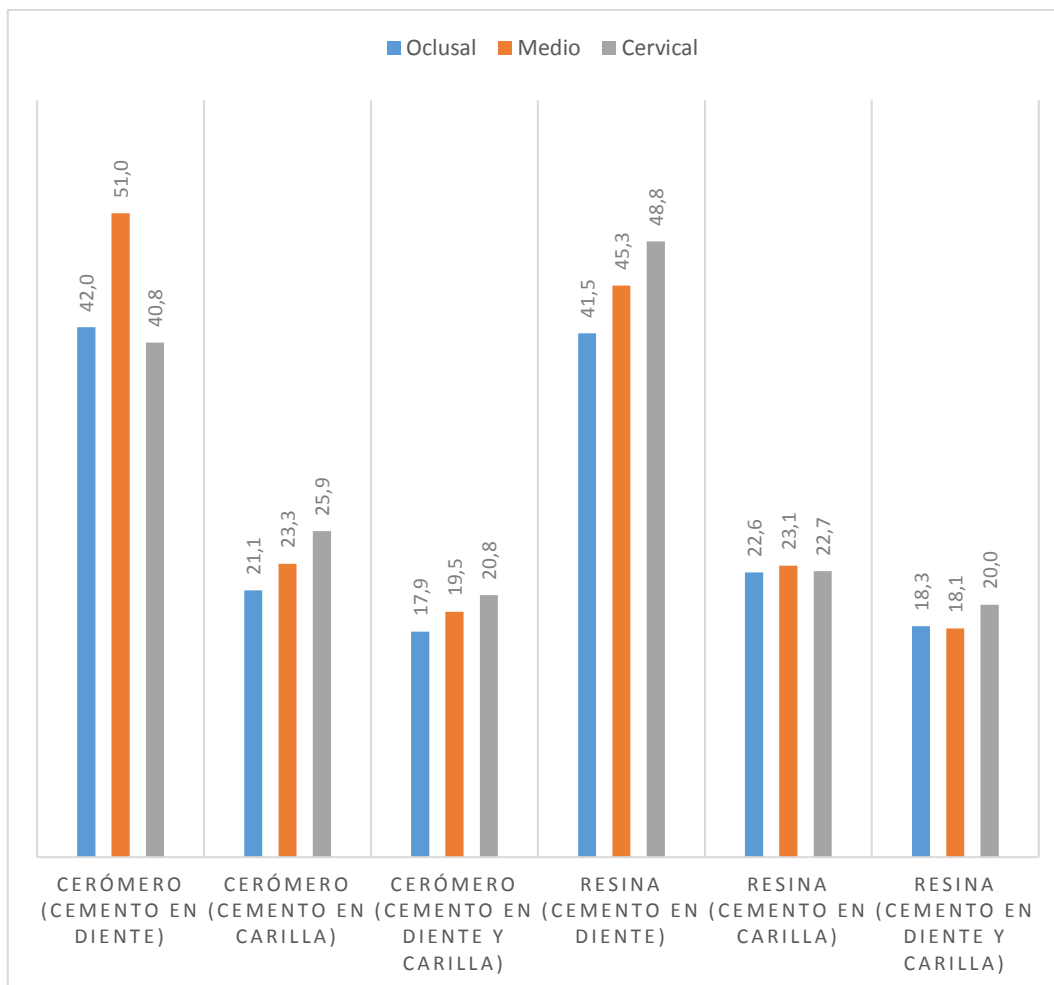


Figura 5. Media de la línea de cementación por grupo y tercio de análisis.

Para esta variable, se constató mediante la prueba de Kruskal Wallis que existió diferencia significativa entre los grupos considerados ($p < 0,05$). Los mejores resultados se dieron para la resina, cuando se la aplicó sobre diente y carilla, sin que exista diferencia significativa con los respectivos pares en los que se aplicó cerómero.

Tabla 6.

Medida del tamaño de burbuja por grupo y tercio de análisis. Media (DS)

GRUPO	Oclusal	Medio	Cervical
Cerómero (cemento en diente)	1,6 (3,7)	2,1 (3)	7,4 (7,2)
Cerómero (cemento en carilla)	4,6 (6,4)	1,7 (3,7)	1,6 (2,2)
Cerómero (cemento en diente y carilla)	0,8 (1,8)	0,7 (1,5)	0,9 (2,1)
Resina (cemento en diente)	3,4 (3,2)	5,3 (4,9)	2,6 (3,7)
Resina (cemento en carilla)	2,3 (3,2)	1,6 (3,5)	0,9 (2,1)
Resina (cemento en diente y carilla)	1,2 (2,7)	1 (2,3)	0,5 (1)

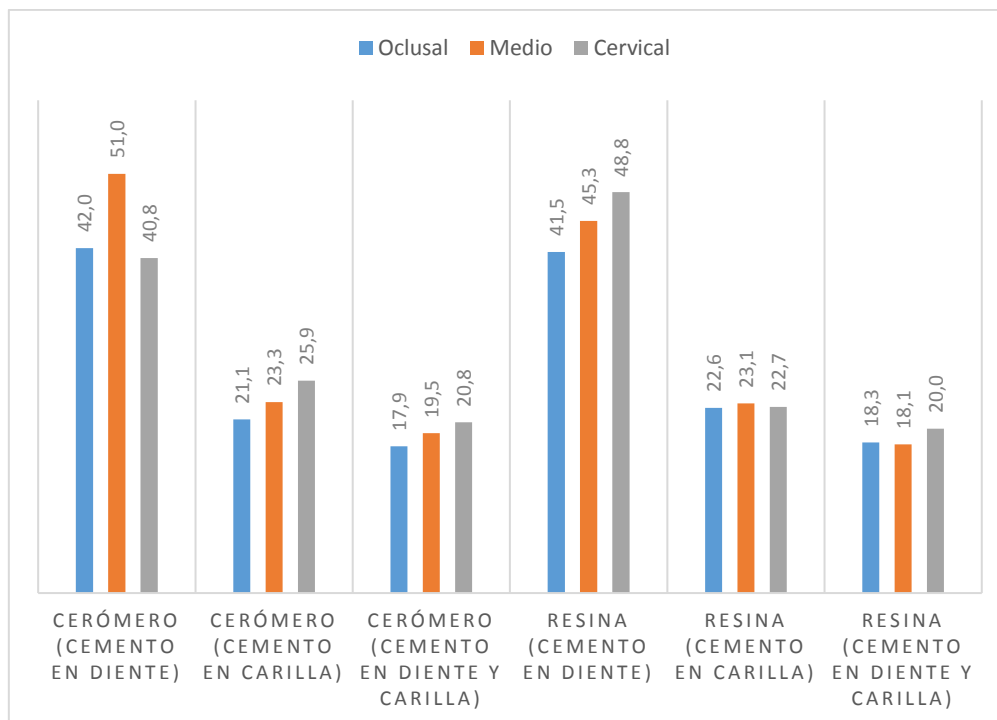


Figura 6. Media del tamaño de burbuja por grupo y tercio de análisis.

Al igual que en los casos anteriores, la mejor tendencia se dio al aplicar el cemento al diente y carilla, sin que haya diferencia significativa cuando se aplicó estos mismos materiales solo en carilla. La significancia de prueba fue $p > 0,05$.

En forma general se concluye que la cantidad y magnitud de los GAP fue de diferencia significativa en tercio cervical, determinándose que no existió influencia del material (cerómero o resina), ni tampoco diferencia en los valores para los mismos subgrupos en los tres tercios de análisis. Obviamente la influencia fue del protocolo de aplicación mejor para diente y carilla que solo en carilla, y este a su vez mejor que cuando se empleó únicamente en diente. Algo similar sucedió en relación al tamaño de burbujas. La línea de cementación, presentó diferencia significativa en los tres tercios. No hay evidencia de que la cantidad de GAP o burbujas guarde estrecha relación con el tipo de grupo.

6. CAPÍTULO VI. DISCUSIÓN

Los resultados del presente estudio, niegan la hipótesis nula, ya que las técnicas de cementación mostraron diferencias entre ellas.

El objetivo del presente estudio fue evaluar la existencia de burbujas y gaps en la cementación de carillas de cerómero y resina con diferentes técnicas; según los resultados, se demuestra que, de acuerdo a las técnicas usadas, en donde se empleó un cemento resinoso se observaron burbujas a lo largo de la interface diente-carilla y en diferentes tercios del diente. En el estudio realizado por Sampaino et al., (2016, pp.784-791), encontraron burbujas en carillas cerámicas haciendo uso de varios tipos de cementos tanto duales como resinosos, siendo en mayor cantidad en los extremos de las preparaciones cerca de las crestas marginales.

A pesar que, en este estudio no se evaluaron los cementos, en el estudio Al-Dwairi et al., (2018, pp. 470-476) comprobó que el cemento resinoso Relyx Veneer, presenta las mejores propiedades en adaptación de carillas que sus competidores de otras marcas.

En este estudio se comprobó que las diferentes técnicas de cementación de carillas si guardan relación con la presencia de gaps de diferentes tamaños, esto puede ser visto como un problema a largo plazo, ya que, entre más grande sea el gap, podría contribuir a la aparición de caries secundarias, fracturas, decementaciones, entre otros, por lo que en el estudio realizado por Carrera et al., (2015), se comprobó que a mayor gap, mayor probabilidad existe de que una restauración indirecta presente fallas.

Tomando en cuenta lo expuesto anteriormente, en este estudio se comprobó que los gaps, son de diferente diametro en función a los tercios de los dientes, encontrando que en el tercio oclusal fue donde el gap se redujo, mientras que en

la zona cervical fue el mayor porcentaje de gaps encontrados, resultados que son comparables con el estudio de Al-Dwairi et al., (2018, pp. 470-476), en el que se realizaron carillas de varios materiales con una preparación estándar sobre dientes de ivorina, encontrando que el mayor porcentaje de gaps fue en el tercio cervical visto bajo microscopia de barrido, indicando que en esta zona es la de mayor desadaptación marginal, con un promedio de gaps de 10 a 20um observados en aumentos de 50 a 200x.

En otro estudio realizado por Kusaba, et al., (2018), en el que se evaluó la adaptación marginal e interna de carillas de acuerdo a diferentes preparaciones, se comprobó que la preparación más conservadora a la que ellos llaman, preparación en ventana, ésta, que fue la usada en el presente estudio, muestra las mejores adaptaciones en comparación con las preparaciones que incluyen desgastes palatinos o más agresivos, pero que en el análisis de microscopia de barrido, se encontraron gaps de entre 13.4 a 30.4 um en la región cervical, resultados similares con este estudio.

En el estudio realizado por Lin et al., (2012, pp. 202-209), en que compararon los gaps y burbujas dejados por el cemento con diferentes tipos cerámicas, como feldespato y disilicato de litio, se observó que este es un factor que, si influye en la adaptación de las carillas, en el presente estudio se comprobó que en las carillas de resina y cerómero, el material no obtuvo diferencias significativas en el momento de dejar gaps en la interface diente carilla.

Otro punto importante de analizar es el grosor y homogeneidad de la línea de cementación, un punto clave en el éxito de las restauraciones, la cual será responsable de la posible microfiltración marginal de la restauración.

En el estudio realizado por Manríquez, Tranamil, & Vargas , (2019, pp. 65-72), en donde midieron la línea de cementación usando resinas fluidas y precalentadas comprobaron que ésta alcanza una medida promedio de 120-130um, si se toma en cuenta estos resultados con los del presente estudio, se

puede comprobar que usando cementos resinosos de fotopolimerización esta línea se reduce de manera considerable y que esto también depende de la técnica empleada, siendo la técnica de colocar el cemento en el diente y la carilla la que mejores resultados arroja con un promedio de 20um, considerando que la línea de cementación ideal está dentro de los 50um.

7. CAPÍTULO VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. CONCLUSIONES

- Las técnicas de cementación de carillas de resina y cerómero si influyen en la aparición de gaps y burbujas.
- La técnica en la que se coloca cemento en la carilla y en el diente presentó los mejores valores, reduciendo la aparición de gaps y burbujas, así como también de una línea de cementación más uniforme.
- La técnica en la que se coloca cemento únicamente en el diente, presentó los peores valores, ya que se encontraron varias burbujas y gaps en toda la interface de cementación y una línea de cementación irregular.
- La técnica de cementación en donde se usa el cemento únicamente en la carilla, presentó valores intermedios entre las dos técnicas, es decir, la aparición de gaps y burbujas se vieron disminuidos a condiciones aceptables.

7.2. RECOMENDACIONES

Tomando en cuenta las conclusiones obtenidas en esta investigación, se puede dar las siguientes recomendaciones

- Se recomienda realizar estudios comparando si las diferentes marcas de cementos resinosos obtienen mejores resultados en cuanto a la aparición de gaps y burbujas
- Se recomienda el uso de diferentes tipos de sistemas adhesivos y comprobar si influyen en la aparición de gaps y burbujas
- Se recomienda realizar tracción a las muestras para comprobar si las diferentes técnicas proporcionan mejores resultados en la cementación de carillas

REFERENCIAS

- Alano, S., Padilla, K., & Mandalunis, P. (2018). Alteraciones de la dentina con el envejecimiento. *Revista de la facultad de Odontología de la universidad de Buenos Aires*, 33(75), 29-35.
- Albaladejo, A. (2008). Método de preparación del espécimen para evaluar la micromorfología de la interfase adhesiva resina-dentina con un microscopio electrónico de barrido. *Avances en Odontoestomatología*, 23(4), 197-206. doi:ISSN 2340-3152
- Al-Dwairi, Z., Alkhatatbeh, R., Baba, N., & Goodarcre, C. (2019). A comparison of the marginal and internal fit of porcelain laminate veneers fabricated by pressing and CAD-CAM milling and cemented with 2 different resin cements. *Journal of prosthetic dentistry*, 121(3), 470-476. doi:10.1016/j.prosdent.2018.04.008
- Alothman, Y., & Bamasoud, M. (2018). The Success of Dental Veneers According To Preparation Design and Material Type. *Journal of Medical Sciences*, 6(12), 2402-2408. doi:10.3889/oamjms.2018.353
- Bader, M., & Ibáñez, M. (2014). Evaluación de la interfase adhesiva obtenida en restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo universal utilizado con y sin grabado ácido previo. *Revista clinica de periodoncia, implantología y rehabilitacion oral*, 7(3), 115-122. doi:10.1016/j.piro.2014.09.005
- Bakhsh, T., Sadr, A., Shimada, Y., Tagami, J., & Sumi, Y. (2011). Non-invasive quantification of resin–dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: Validation against confocal microscopy. *Dental Materials*, 27(9), 915-925. doi:10.1016/j.dental.2011.05.003

- Bakhsh, T., Tagami, J., Sadr, A., Luong, M., Turkistani, A., Almhimeed, Y., & Alshouibi, E. (2020). Effect of Light Irradiation Condition on Gap Formation Under Polymeric Dental Restoration; OCT study. *Journal of dental restoration*, 1-7.
- Baratieri, L. (2011). *Odontología Restauradora*. Bauru: Santos.
- Bartolotto, T., Bahillo, J., Richoz, O., Hafezi, F., & Krejci, I. (2015). Failure analysis of adhesive restorations with SEM and OCT: from marginal gaps to restoration loss. *Journal of clinic oral investigation*, 19(8), 1881-1890. doi:10.1007/s00784-015-1402-y
- Bedran-Russo, A., Leme-Kraus, A., Vidal, C., & Teixeira, E. (2017). An Overview of Dental adhesive systems and the dynamic tooth-adhesive interface. *Dental Clinic Reviews*, 61(4), 713-731. doi:10.1016/j.cden.2017.06.001
- Blunck, U., Fischer, S., Hajtó, J., Frei, S., & Frankenberger, R. (2020). Ceramic laminate veneers: effect of preparation design and ceramic thickness on fracture resistance and marginal quality in vitro. *Clinical Oral Investigations*, 2745–2754. doi:10.1007/s00784-019-03136-z
- Carillo, C., & Monroy, M. (2009). Materiales de resinas compuestas y su polimerización. *Revista ADM*, LXV(4), 10-17.
- Celik, N., Yapar, M., Taspinar, N., & Seven, N. (2017). The Effect of Polymerization and Preparation Techniques on the Microleakage of Composite Laminate Veneers. *Contemporary Clinical Dentistry*, 8(3), 400-404. doi:10.4103/ccd.ccd_46_17
- Chang, J., Hurst, T. H., & Estey, A. (2002). 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent*, 87(2), 216-224. doi:10.1067/mpr.2002.121584

- Chaple, A., & Gispert, E. (2015). Recommendations for the use of composite resin in esthetic restoration. *Revista Cubana de Estomatología*, 52(3), 61-72. doi:ISSN-1561-297X
- Chen, X.-D., Hong, G., Xing, W.-Z., & Wang, Y.-N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic research*, 59(3), 172-177. doi:10.1016/j.jpor.2015.03.001
- Cho, E., Sadr, A., Inai, N., & Tagami, J. (2011). Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dental Materials*, 27(11), 1070-1078. doi:10.1016/j.dental.2011.07.008
- Cova, J. (2010). *Biomateriales dentales*. Caracas: Grupo Amolca.
- Cuevas-Suárez, C., De Oliveira, W., Guerra, R., Fernandes, A., & Piva, E. (2019). Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *The journal of adhesive dentistry*, 21(1), 7-26. doi:10.3290/j.jad.a41975
- Da Rosa, W., Piva, E., & Fernandes, A. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(7), 765-776. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.04.003
- Devarasa, G., Subba, V., Chaitra, N., & Swarna, Y. (2012). Self-Etch adhesive on Intact Enamel, With and Without pre-etching. *Microscopy research and technique*, 30(2), 133-138. doi:10.4103/0970-4388.99987
- Durso, G., & Abal, A. (2008). Variabilidad de la morfología de los prismas del esmalte dental humano. *Acta Microscópica*, 17(1), 1-8.

- Durso, G., Tanevitch, A., Abal, A., Llompарт, G., Perez, P., & Felipe, P. (2017). Estudio de la microestructura del esmalte dental humano en relacion con la microdureza y la composicion quimica. *Revista de morfologia dental*, 19(2), 1-9. doi:ISSN 1851-7862
- Farias-Neto, A., Dantas, F., Vilonova, L., Simonetti, M., & Freire, J. (2019). Tooth preparation for ceramic veneers: when less is more. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 156-164.
- Farooq, I., & Bugshan, A. (2020). The role of salivary contents and modern technologies in the remineralization of dental enamel: review. *Research magazine*, 9, 1-13. doi:10.12688/f1000research.22499.2
- Ferracane, J. (2017). Models of caries formation around dental composite restorations. *Journal dental research*, 96(4), 364-371. doi:10.1177/0022034516683395
- Ferrari, M., Patroni, S., & Balleri, P. (1992). Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Journal of periodontics and restorative dentistry*, 407-413.
- Gresnigt, M., Cune, M., Jansen, K., van der Made, S., & Özcan, M. (2019). Randomized clinical trial on indirect resin composite and ceramic laminate veneers: Up to 10-year findings. *J Dent*, 86, 102-109. doi:10.1016/j.jdent.2019.06.001.
- Gresnigt, M., Kalk, W., & Ozcan, M. (2013). Clinical longevity of ceramic laminate veneers bonded to teeth with and without existing composite restorations up to 40 months. *Clinical Oral Investigation*, 823-832.

- Hirata, R. (2014). Sistemas adhesivos y resinas compuestas: el material. En R. Hirata, *Tips: Claves en Odontología Estética* (págs. 103-197). Buenos Aires: Panamericana.
- Hirata, R., Clozza, E., Farrokhmanesh, E., Janal, M., Tovar, N., Coelho, P., & Bonfante, E. (2014). Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro-computed tomography. *Journal of Biomedical Materials*, 103(4), 798-806. doi:10.1002/jbm.b.33258
- Imburgia, M., Canale, A., Cortellini, D., Maneschi, M., Martucci, C., & Valenti, M. (2016). Minimally invasive vertical preparation design for ceramic veneers. *Journal of esthetic Dentistry*, 11(4), 2-13.
- Iñiguez, I., & Gutiérrez, A. (2014). Carillas de porcelana. Restableciendo estética y función. *ADM*, 71(6), 312-318.
- Jefferies, S., Fuller, A., & Boston, D. (2015). Preliminary Evidence That Bioactive Cements Occlude Artificial Marginal Gaps. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(3), 155-166. doi:10.1111/jerd.12133
- Joiner, A. (2014). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32(1), 3-12. doi:10.1016/j.jdent.2003.10.013
- Kaisarly, D., & Gezawi, M. (2016). Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites. *Springer*, 104(3), 257-270. doi:10.1007/s10266-016-0264-3
- Katkar, R., Tadinada, S., Amaechi, B., & Fried, D. (2018). Optical Coherence Tomography. *Journal of dental clinics*, 62(3), 421-434. doi:10.1016/j.cden.2018.03.004.

- Kim, H., & Park, S. (2014). Measurement of the Internal Adaptation of Resin Composites Using Micro-CT and Its Correlation With Polymerization Shrinkage. *Operative Dentistry*, 39(2), 57-70. doi:10.2341/12-378-L
- Koytchev, E., Yamaguchi, S., Shin-No, Y., Suzaki, N., Okamoto, M., Imazato, S., . . . Hayashi, M. (2019). Comprehensive micro-mechanical characterization of experimental direct core build-up resin composites with different amounts of filler contents. *Dental Materials Journal*, 38(5), 743-749. doi:10.4012/dmj.2018-190
- Kulkarni, G., & Mishra, V. (2016). Enamel Wetness Effects on Microshear Bond Strength of Different Bonding Agents (Adhesive Systems): An in vitro Comparative Evaluation Study. *The Journal of Contemporary dental practice*, 17(5), 399-407.
- Lanata, E. (2011). *Operatoria dental estética y adhesiva*. Buenos Aires: Alfa Omega.
- Lin, T.-M., Liu, P.-R., Ramp, L., Essig, M., Givan, D., & Pan, Y.-H. (2012). Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *Journal of dentistry*, 40(3), 202-209. doi:doi:10.1016/j.jdent.2011.12.008
- Luna, G., Da Costa, R., & Braz, R. (2009). Cemento resinoso: ¿Todo cemento dual debe ser foto activado? *Acta odontológica Venezolana*, 47(4), 225-233.
- Machi, R. (2011). *Materiales Dentales*. Buenos Aires: Panamericana.
- Magne, P., & Belser, U. (2004). *Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores: método biomimético*. Barcelona: Quintessence.

- Makishi, P., Shimada, Y., Sadr, A., Tagami, J., & Sumi, Y. (2011). Non-destructive 3D imaging of composite restorations using optical coherence tomography: Marginal adaptation of self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, 39(4), 316-325. doi:10.1016/j.jdent.2011.01.011
- Makishi, R., André, C., Lyra, J., & Bacelar, R. (2016). Effect of Storage Time on Bond Strength Performance of Multimode Adhesives to Indirect Resin Composite and Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Operative Dentistry*, 41(5), 541-551. doi:10.2341/15-187-L
- Manríquez, C., Tranamil, F., & Vargas, P. (2019). Comparison of thickness and homogeneity of the cementation layer in indirect veneers, made with fluid resin vs. light-cure resin cement: in vitro study. *Vital Dentistry Magazine*, 1(30), 65-72.
- Manso, A., & Carvalho, R. (2017). Dental Cements for luting and Bonding restorations: self-adhesive resin cements. *Dental clinics of North America*, 61(4), 821-834. doi:10.1016/j.cden.2017.06.006.
- Manuja, N., Nagpal, R., & Pandit, I. (2012). Dental Adhesion: Mechanism, Techniques and durability. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 36(3), 223-234. doi:10.17796/jcpd.36.3.68805r1r037m063
- Mariel, J., Mariel, H., Villagrán, S., Mariel, G., Gutiérrez, F., & Guerrero, A. (2014). Distribucion de elementos quimicos en esmalte dental. *Revista de ciencias basicas UJAT*, 9(1), 3-11.
- Maske, T., Kuper, N., Cenci, M., & Huysmans, M.-C. (2017). Minimal Gap Size and Dentin Wall Lesion Development Next to Resin Composite in a Microcosm Biofilm Model. *Caries Res*, 51(5), 475-481. doi:10.1159/000478536

Moncada, G., García, R., de Oliveira, O., Fernández, E., Martín, J., & Vildósola, P. (2014). Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 7(3), 194-199. doi:10.1016/j.piro.2014.09.008

Montoya, C., & Ossa, E. (2016). Composición química y microestructura de la Dentina. *Revista Colombiana de Materiales dentales*, 1(5), 73-78.

Moradas, M., & Álvarez, B. (2017). Dynamics of polymerization focused on reducing or preventing the stress of contraction of the current composite resins. Bibliographic review. *Journal of odontoestomatology advances*, 33(6), 263-272.

Omidi, B., Gosili, A., Jaber-Ansari, M., & Mahdkhah, A. (2018). Intensity output and effectiveness of light curing units in dental offices. *Journal of Operative Dentistry and Endodontics*, 10(6), 555-560. doi:10.4317/jced.54756

Orozco, J., Berrocal, J., & Díaz, A. (2015). Carillas de composite como alternativa a carillas cerámicas en el tratamiento de anomalías dentarias. *Revista Clínica de Periodoncia Implantología y Rehabilitación Oral*, 8(1), 79-82. doi:https://doi.org/10.1016/j.piro.2015.02.008

Oztürk, E., & Bolay, S. (2014). Survival of Porcelain Laminate Veneers with Different Degrees of Dentin Exposure: 2-year Clinical Results. *The journal of adhesive dentistry*, 16(5), 481-489. doi:10.3290/j.jad.a32828

Parafillab. (2015). *Parafil lab Manual*. Recuperado el 25 de mayo de 2020, de www.parafillab.com: https://issuu.com/parafillab/docs/parafil_lab_manual

- Pavesi, N., Baggio, F., Alves, D., Lovadino, J., Suga, R., & Correa, R. (2015). Advances in dental veneers: materials, applications and techniques. *Journal of cosmetic and investigational dentistry*, 4, 9-16. doi:0.2147/CCIDEN.S7837
- Prakki, A., Cilli, R., Da Costa, A., De Paiva, S., Lia Mondelli, R., & Pereira, J. (2007). Effect of Resin Luting Film Thickness on Fracture Resistance of a Ceramic Cemented to Dentin. *Journal of Prosthodontics*, 16(3), 172-178. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00168.x
- Ranganathan, H., Ganapathy, D., & Jain, A. (2017). Cervical and Incisal Marginal Discrepancy in Ceramic Laminate Veneering Materials: A SEM analysis. *Contemporary Clinical Dentistry*, 8(2), 272-278. doi:10.4103/ccd.ccd_156_17
- Re, D., Augusti, G., Amato, M., Riva, G., & Augusti, D. (2014). Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Laminates Composite Veneers. *Case Reports in Dentistry*, 1-9. doi:http://dx.doi.org/10.1155/2014/849273
- Riojas, M. T. (2016). *Anatomia Dental*. México: El manual moderno.
- Rojpaibool, T., & Leevailoj, C. (2015). Fracture Resistance of Lithium Disilicate Ceramics Bonded to Enamel or Dentin Using Different Resin Cement Types and Film Thicknesses. *American College of Prosthodontists*, 26(2), 141-149. doi:10.1111/jopr.12372
- Salas, J., Comba, P., Frete, B., & Bazáez, O. (2008). Carillas directas con resinas compuestas una alternativa en Operatoria Dental. *RCOE*, 8(4), 415-421.
- Sampaino, C., Malta, J., Cáceres, E., Rigo, L., Coelho, P., Bonfante, A., & Hirata, R. (2016). Volumetric shrinkage and film thickness of cementation

materials for veneers: An in vitro 3D tomography analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 784-791. doi:10.1016/j.prosdent.2016.08.029

Sampaio, B., Cáceres, J., Rigo, E., Coelho, L., Bonfante, P., & Hirata, R. (2017). Volumetric shrinkage and film thickness of cementation materials for veneers: An in vitro 3D microcomputed tomography analysis. *The journal of prosthetic dentistry*, 117(6), 784-791. doi:10.1016/j.prosdent.2016.08.029

Santos, M., feitas, M., Azevedo, L., Santos, G., Navarro, M., Francischone, C., & Mondelli, R. (2016). Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clinical Oral Investigations volume*, 20(7), 1683-1690. doi:doi.org/10.1007/s00784-015-1669-z

Shimada, Y., Sadr, A., Sumi, Y., & Tagami, J. (2015). Application of Optical Coherence Tomography (OCT) for Diagnosis of Caries, Cracks, and Defects of Restorations. *Journal of Cariology and Operative Dentistry*, 2(2), 73-80. doi:10.1007/s40496-015-0045-z

SHOFU. (2014). *Ceramage. Composite híbrido fotopolimerizável*. Recuperado el 12 de junio de 2020, de www.shofu.de/: <https://www.shofu.de/wp-content/uploads/2016/03/Ceramage-BRO-ES-2016-02.pdf>

Sikri, V. (2015). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry*, 13(4), 249-255. doi:10.4103/0972-0707.73381

Soares, C., Faria, A., Rodriguez, M., Vilela, A., Pfeifer, C., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2017). Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Journal of dental materials / dentistry*, 31(1), 49-61. doi:10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0062

- Spitznagel, F., Horvath, S., Guess, P., & Blatz, M. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 26(6), 382-393. doi:doi:10.1111/jerd.12100
- Stamatacos, C., & Simon, J. (2015). Cementation of indirect restorations: An overview of resin cements. *Journal of dental restoration*, 34(1), 35-40.
- Stappert, C., Ozden, U., Gerds, T., & Strub, J. (2005). Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*, 94(2), 132-139. doi:10.1016/j.prosdent.2005.05.023
- Takemura, Y., Hanoaka, K., Kawamata, R., Sakurai, T., & Teranaka, T. (2014). Three-dimensional X-ray micro-computed tomography analysis of polymerization shrinkage vectors in flowable composite. *Dental Materials Journal*, 33(4), 476-483. doi:https://doi.org/10.4012/dmj.2013-288
- Turk, A., Sabuncu, M., & Ulusoy, M. (2017). Evaluation of adaptation of ceramic inlays using optical coherence tomography and replica technique. *Braz. Oral Res*, 32(5), 1-10. doi:http://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0005
- Turk, G., Sabuncu, M., Unal, S., Onal, B., & Ulusoy, M. (2016). Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography. *Journal Appl Oral Sci*, 24(4), 383-390. doi:10.1590/1678-775720160012
- Vaz, R., Di Hipolito, V., Peraltti, P., & De Goes, M. (2011). Bond Strength and Interfacial Micromorphology of Etch-and-Rinse and Self-Adhesive Resin Cements to Dentin. *Journal of Prosthodontics*, 21(2), 101-111. doi:https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00794.x

- Watts, D., Kaiser, C., O'Neill, C., & Price, R. (2019). Reporting of light irradiation conditions in 300 laboratory studies of resin-composites. *Journal of dental materials*, 35(3), 414-421. doi:10.1016/j.dental.2018.12.001
- Xing, W., Jiang, T., Ma, X., Liang, S., Wang, Z., Sa, Y., & Wang, Y. (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of Dentistry*, 38(2), 87-94. doi:Doi:10.1016/j.jdent.2010.05.007
- Yuce, M., Ulusoy, M., & Turk, A. (2017). Comparison of Marginal and Internal Adaptation of Heat-Pressed and CAD/CAM Porcelain Laminate Veneers and a 2-Year Follow-Up. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 504-510. doi:10.1111/jopr.12669
- Zeballos, L., & Valdivieso, Á. (2013). Materiales dentales de restauración. *Revista de actualización clínica*, 30, 1498-1504.
- Zhang, L., Ping, X., & Xiang, R. (2018). Effect of Light-Cured Resin Cement Application on Translucency of Ceramic Veneers and Light Transmission of LED Polymerization Units. *Journal of Prosthodontic*(28), 376-382. doi:10.1111/jopr.12910

ANEXOS

ANEXO 1. Imágenes preparación de muestras.





Modelo de yeso para elaboración de carillas



Máquina de corte



Corte de las muestras en tercios



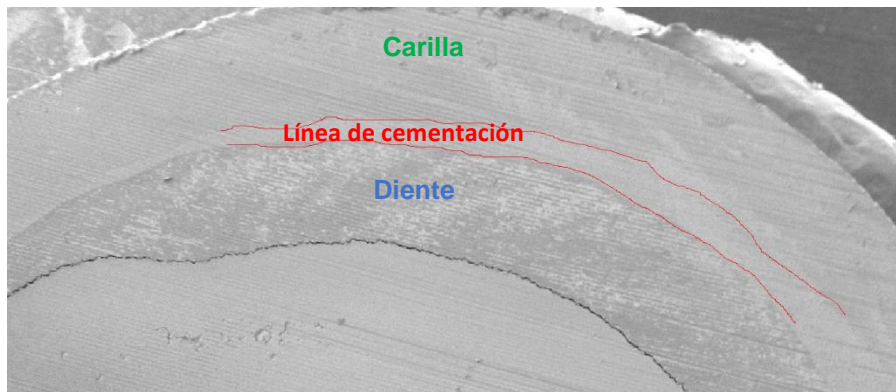
Deshidratación de las muestras



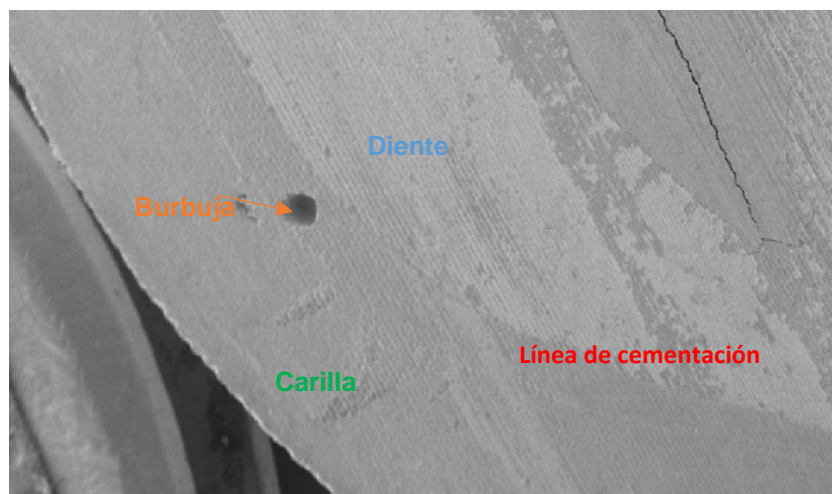
Preparación de las muestras



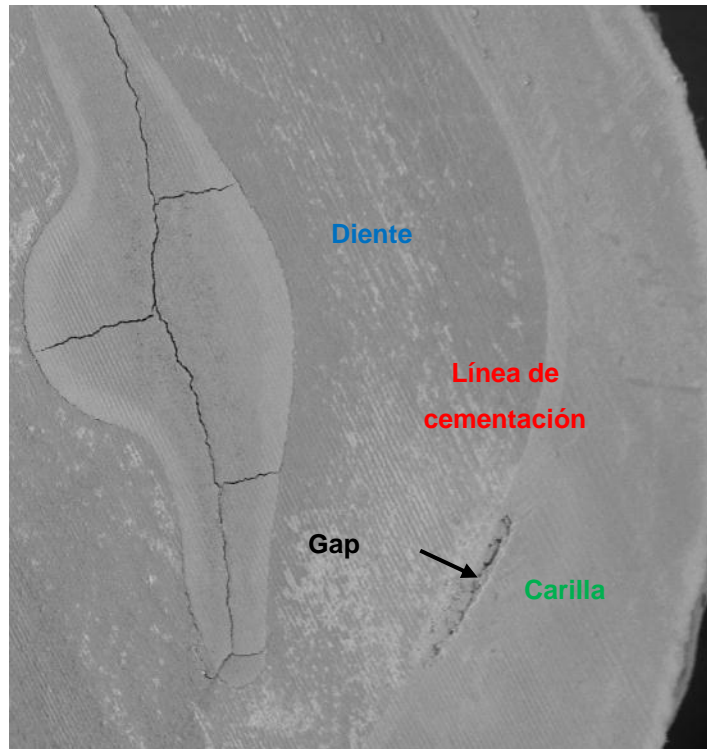
Análisis de muestras en MEB



Muestra vista en MEB, en la que se aplicó cemento en el diente y en la carilla



Muestra vista en MEB, en la que se aplicó cemento solo en carilla



Muestra vista en MEB, en la que se aplicó cemento solo en el diente

ANEXO 2. Tablas de recolección de muestras.

MATERIAL: CERÓMERO

GRUPO A1 – CEMENTO EN EL DIENTE

1 - TERCIO OCLUSAL

Muestra	GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida	
#1	2	25u / 8.1u	28u	0	0	
#2	1	24u	47u	0	0	
#3	1	16u	51u	0	0	
#4	0	0u	39u	0	0	
#5	0	0u	45u	1	8.2u	

3 – TERCIO CERVICAL

GAPS LÍNEA DE
 CEMENTACIÓN BURBUJAS

Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
---------	----------	--------	--------	----------	--------

#1	1	20u	29u	1	16u
----	---	-----	-----	---	-----

#2	0	0u	51u	1	12u
----	---	----	-----	---	-----

#3	1	11.9u	43.4u	1	9u
----	---	-------	-------	---	----

#4	2	7.1u / 8.4u	41.7u	0	0
----	---	-------------	-------	---	---

#5	0	0u	38.9u	0	0
----	---	----	-------	---	---

MATERIAL: CERÓMERO

GRUPO A2 – CEMENTO EN LA CARILLA

1 - TERCIO OCLUSAL

GAPS LÍNEA DE
 CEMENTACIÓN BURBUJAS

Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
---------	----------	--------	--------	----------	--------

#1	0	0	20.71u	1	12.42u
----	---	---	--------	---	--------

#2	1	16.08u	21.35u	1	10.71u
----	---	--------	--------	---	--------

#3	1	3.6u	18.44u	0	0
----	---	------	--------	---	---

#4	0	0	23.21u	0	0
----	---	---	--------	---	---

#5	0	0	22u	0	0
----	---	---	-----	---	---

3 – TERCIO CERVICAL

	GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida	
						0
#1	0	0	24.43u	0		
	1					
#2		5.1u	21.01u	1	3.21u	
	1					
#3		2.19u	31.7u	0	0	
	0					
#4		0	27.12u	1	4.73u	
	1					
#5		7u	25.02u	0	0	

MATERIAL: CERÓMERO

GRUPO A3 – CEMENTO EN DIENTE Y CARILLA

1 - TERCIO OCLUSAL

	GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida	
#1	0	0	17.49u	0	0	
#2	1	3u	15.3u	0	0	
#3	0	0	18.46u	0	0	
#4	0	0	20.1u	0	0	
#5	0	0	18u	1	4.1u	

2 - TERCIO MEDIO

	GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida	
						0
#1	0	0	19.71u	0		
	1					
#2		1.91u	16.98u	1	3.39u	
	0					
#3		0	20.65u	0	0	
	0					
#4		0	18.91u	0	0	
	0					
#5		0	21u	0	0	

3 – TERCIO CERVICAL

	GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida	
#1	0	0	19.56u	0		0
#2	0	0	21.03u	0		0
#3	1	3.2u	20.3u	1		4.7u
#4	0	0	21u	0		0
#5	0	0	22u	0		0

MATERIAL: RESINA

GRUPO B1 – CEMENTO EN EL DIENTE

1 - TERCIO OCLUSAL

Muestra	GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida	
#1	1	21u	41.3u	2	3.1u / 3.8u	
#2	0	0	37.6u	1	4.9u	
#3	1	17u	47.1u	0	0	
#4	1	12u	42.2u	0	0	
#5	0	0	39.5u	1	5.2u	

2 - TERCIO MEDIO

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
#1	1	10u	50.3u	0	0
#2	0	0	42.3u	1	7.6u
#3	0	0	48.4u	0	0
#4	0	0	41.9u	1	8.8u
#5	1	4.1u	43.7u	1	10u

3 - TERCIO CERVICAL

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
					2.4u
#1	2	8.2u / 6.3u	60.2u	1	
	1				
#2		9.5u	51.1u	0	0
	0				
#3		0	46.6u	1	1.8u
	1				
#4		11u	45.7u	1	9u
	1				
#5		7.6u	40.4u	0	0

MATERIAL: RESINA

GRUPO B2 – CEMENTO EN LA CARILLA

1 - TERCIO OCLUSAL

		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
GAPS					
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
					0
#1	1	11.2u	23.6u	0	
#2	0	0	27.4u	1	6.3u
	0				
#3		0	19.8u	0	0
	1				
#4		9.6u	22u	0	0
	0				
#5		0	20u	1	5.3u

2 - TERCIO MEDIO

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
					7.8u
#1	0	0	20u	1	
	1				
#2		6.4u	23u	0	0
	0				
#3		0	21.6u	0	0
	0				
#4		0	28u	0	0
	0				
#5		0	22.9u	0	0

3 – TERCIO CERVICAL

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
					0
#1	0	0	13.7u	0	
	1				
#2		1.8u	25.4u	0	0
	0				
#3		0	26u	0	0
	0				
#4		0	26.9u	1	4.7u
	1				
#5		2.9u	21.4u	0	0

MATERIAL: RESINA

GRUPO B3 – CEMENTO EN DIENTE Y CARILLA

1 - TERCIO OCLUSAL

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN		BURBUJAS	
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
#1	0	0	16.4u	0	0
#2	0	0	18.3u	1	6u
#3	0	0	16.7u	0	0
#4	0	0	21.2u	0	0
#5	1	3.7u	19u	0	0

2 - TERCIO MEDIO

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN DE BURBUJAS			
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
					0
#1	0	0	15.9u	0	
	0				
#2		0	18u	0	0
	0				
#3		0	13.6u	0	0
	1				
#4		4.2u	23.1u	0	0
	0				
#5		0	20u	1	5.2u

3 – TERCIO CERVICAL

GAPS		LÍNEA DE CEMENTACIÓN DE BURBUJAS			
Muestra	Cantidad	Medida	Medida	Cantidad	Medida
#1	0	0	17u	0	0
#2	0	0	18.1u	0	0
#3	0	0	21.3u	0	0
#4	0	0	22.7u	0	0
#5	0	0	21u	1	2.3u

ANEXO 3. Presupuesto

No.	Producto	Costo
1	Impresión y empastado tesis	80
2	Movilización	40
3	Muestras	40
4	Uso de microscopio de barrido	1500
5	Cemento	60
6	Resina	55
7	Cerómero	65
8	Siliconas	50
9	Extras	50
	TOTAL	1940USD

