



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARTIVO DE ADHESIÓN A DENTINA DE DOS
SISTEMAS DE CEMENTOS DUALES AUTOADHERIBLES.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

DIANA SÁNCHEZ CONTRERAS

TUTORA: C.D. TERESA BAEZA KINGSTON



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

A mis padres José Luis y Adriana que son el mayor ejemplo de perseverancia y esfuerzo un ejemplo a seguir, gracias ser una excelente guía en mi camino, por los buenos valores por su amor y sacrificio.

Ustedes me enseñaron a ser humilde a luchar por mis sueños, a nunca darme por vencida y siempre dar lo mejor de mí, este logro es de ustedes también. Los amo.

A mi hermanita Denis por “nuestras cosas de hermanas”, este triunfo también es tuyo; por aguantarme en mi mal humor y días difíciles, te amo.

A Israel e Ivan, gracias por todo son un ejemplo a seguir , a Oscar que aunque ya no está con nosotros siempre fue una persona alegre que me enseñó a disfrutar los momentos más simples de la vida, los amo.

A Brianda mi mejor amiga de años, compañera y confidente en toda la carrera, gracias por tu apoyo y ayuda en todos los momentos compartidos te quiero “abrazo Drake y Josh”.

Agradecimientos:

A mi tutora C.D. Teresa Baeza Kingston y al Mtro. Jorge Guerrero, por su tiempo, disposición, enseñanzas , paciencia y su apoyo para llevar a cabo este trabajo.

A mis amigos y personas que de una u otra forma me apoyaron, luz, gomita, licha, pato, aurora y poche.

A la Facultad de Odontología, a mis maestros del seminario de titulación que contribuyeron en gran medida en mi aprendizaje.

A la máxima casa de estudios Universidad Nacional Autónoma de México no hay mayor orgullo que pertenecer a esta universidad.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
---------------------------	---

CAPITULO I

ANTECEDENTES	8
1. ADHESIÓN	8
1.2 Clasificación de adhesión	8
1.2.1 Adhesión física	8
1.2.2 Adhesión química específica	9
1.3 Factores que favorecen la adhesión dependiente de la superficie	10
1.3.1 Contacto íntimo	10
1.3.2 Energía superficial	11
1.3.3 Superficie Rugosa	11
1.3.4 Superficies limpias y secas	11
1.4 Factores que favorecen la adhesión dependiente del adhesivo	13
1.4.1 Tensión superficial	13
1.4.2 Humectancia	13
1.4.3 Ángulo de contacto	13
1.5 Adhesión a tejidos dentinarios	14
1.5.1 Esmalte	14
1.5.2 Acondicionamiento del esmalte	14
1.5.3 Dentina	15
1.5.4 Acondicionamiento de la dentina	16
1.5.4.1 Acción del ácido fosfórico en la dentina	16
1.5.4.2 Hibridación dentinaria	17

CAPITULO II

2 ADHESIVOS	19
2.1 Composición química	19
2.2 Evolución de los adhesivos	20
2.3 Clasificación según el orden de aparición	21
2.3.1 Primera generación	21
2.3.2 Segunda generación	21
2.3.3 Tercera generación	21
2.3.4 Cuarta generación	22
2.3.5 Quinta generación	23

2.3.6 Sexta generación	23
2.3.7 Séptima generación.....	23
2.4 Clasificación de los adhesivos	24
2.4.1 Por el acondicionamiento del ácido	24
2.4.2 Por el sistema de activación.....	24
2.4.3 Por su técnica de utilización	24
2.4.4 Por el modo de interacción con el sustrato	25
2.5 Estrategia de la adhesión.....	26

CAPITULO III

3. RESINAS COMPUESTAS	27
3.1 Historia de las resinas	27
3.2 Composición química	29
3.3 Mecanismos de polimerización	31
3.4 Propiedades de las resinas compuestas.....	33
3.4.1 Resistencia al desgaste.....	33
3.4.2 Textura superficial... ..	33
3.4.3 Coeficiente de expansión térmica	34
3.4.4 Sorción acuosa y expansión higroscópica.....	35
3.4.5 Resistencia a la fractura	35
3.4.6 Resistencia a la compresión y tracción	36
3.4.7 Módulo de elasticidad.....	37
3.4.8 Estabilidad de color	38
3.4.9 Contracción de polimerización	38
3.5 Clasificación de resinas compuestas	39
3.5.1 Resina convencional o de macrorrelleno.....	40
3.5.2 Resina de microrrelleno.....	41
3.5.3 Resinas híbridas.....	42
3.5.4 Resinas microhíbridas	43
3.5.5 Resinas de nanorrelleno.....	44
3.5.6 Resinas nanohíbridas	44
3.6 Clasificación de acuerdo con la consistencia	45
3.6.1 Resinas fluidas o de baja densidad	45
3.6.2 Resinas condensables o de alta densidad	46
3.7 Clasificación de acuerdo con el método de polimerización	47
3.7.1 Activación química	47
3.7.1 Activación lumínica.....	47

CAPITULO IV

4. SISTEMAS AUTOADHERIBLES UTILIZADOS EN EL ESTUDIO	49
4.1 Cemento autoadherible RelyX U200 de 3M®	49
4.2 Cemento autoadherible SmartCem 2 de Dentsply®	50

CAPITULO V

5. DISEÑO EXPERIMENTAL	51
5.1 Planteamiento del problema.....	51
5.2 Justificación.....	52
5.3 Objetivo general	53
5.4 Objetivos específicos	53
5.5 Hipótesis verdadera	54
5.6 Hipótesis nula	54

CAPITULO VI

6. METODOLOGÍA	55
6.1 Criterios de inclusión	55
6.2 Criterios de exclusión	55
6.3 Variables dependientes.....	56
6.4 Variables independientes	56
6.5 Material y equipo	57
6.6 Muestreo	58
6.7 Metodología.....	58
6.7.1 Preparación de las muestras.....	59
6.7.2 Grupo A RelyX U200 de 3M®.....	61
6.7.3 Grupo B SmartCem 2 de Dentsply®	65
6.7.4 Prueba de fuerza de adhesión	68

RESULTADOS	70
-------------------------	----

DISCUSIÓN	71
------------------------	----

CONCLUSIONES	73
---------------------------	----

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
---	----



INTRODUCCIÓN.

En la actualidad los sistemas duales autoadheribles se han convertido en materiales utilizados en odontología para cementación de restauraciones protésicas, principalmente estéticas. Es por eso que existen modificaciones en su composición y manejo de la técnica de adhesión que se requiere para cementar dichas restauraciones, así mismo disminuir los tiempos de trabajo. Además de proveer mejores propiedades físicas y mecánicas, con la finalidad de aumentar el tiempo de permanencia en boca, y tener éxito en el tratamiento realizado por el cirujano dentista.

Debido a la gran cantidad de cementos duales autoadheribles que existen en el mercado hoy en día, es importante realizar investigaciones para obtener resultados objetivos y proporcionen información sobre estos materiales para el cirujano dentista.

Los sistemas duales autoadheribles también llamados de un solo paso, son resinas fluidas de baja viscosidad, que se componen de una matriz orgánica, de Bis-GMA y otros de UDMA (dimetacrilato de uretano), añadiendo además a su composición el monómero GPDM (glicerol fosfato dimetacrilato) el cual le da característica de ser un material autograbadador.

Las aplicaciones clínicas para las que están indicados estos sistemas son: restauraciones indirectas inlay/onlay, coronas, prótesis de estéticas, postes, pines, tornillos de cerámica, composite y metal.

La finalidad de realizar este estudio es con el objetivo de comparar la fuerza de adhesión a dentina de dos sistemas de cementos duales autoadheribles.



CAPITULO I

ANTECEDENTES.

1. ADHESIÓN.

Adhesión proviene del latín: adhaesio que significa adherencia, unir una superficie a otra.

Adhesión es la íntima unión o íntimo contacto de dos superficies de diferente naturaleza por fuerzas inter-faciales. Las moléculas de una de ellas son atraídas por las moléculas de la otra.

Adhesión es cualquier mecanismo que se emplea para mantener partes en contacto. ⁽¹⁾

1.2 Clasificación de adhesión.

1.2.1 Adhesión física.

La adhesión física se logra formando una traba mecánica entre las dos partes que se van a unir. Se clasifica en:

A. Adhesión macromecánica.

Es la que no requiere de una adherencia a los tejidos dentarios y se forma por diseños cavitarios por el cual se logra un anclaje o retención en una restauración directa o indirecta.



B. Adhesión micromecánica.

Son micro estrías naturales o inducidas por contacto sobre la base de la penetración de una de ellas en las irregularidades de la superficie que presenta la otra y se forma una traba mecánica impidiendo su desplazamiento o separación. Se clasifican en efecto geométrico y efecto reológico.

1.2.2 Adhesión química o específica.

La adhesión química se logra entre dos superficies en contacto. Las fuerzas que unen a los átomos se denominan fuerzas de cohesión, estos enlaces interatómicos pueden ser primarios (iónicos, covalentes y metálicos) o secundarios (puentes de hidrógeno, y dipolos oscilatorios).

Este tipo de adhesión puede sellar túbulos dentinarios e impedir la microfiltración y sus problemas derivados.

Enlaces interatómicos primarios.

Se refieren a los tipos de unión química que ocurren en los tejidos del diente, como son:

- a. Iónica: Atracción electrostática entre iones opuestos cargados. Forman cristales donde la configuración anatómica se basa en equilibrar las cargas. Esta unión se da entre un metal y un no metal.
- b. Covalente: Uniones formadas por comportamiento de electrones más comúnmente encontrados en compuestos orgánicos. Las uniones iónicas y covalentes dan una mayor resistencia de unión que las fuerzas físicas de adhesión.



En este enlace los átomos adyacentes de compuestos químicos comparten dos electrones de valencia, un ejemplo son los hidrocarburos.

- c. Metálica: Este enlace resulta del aumento de la extensión espacial de las funciones de onda valencia-electrón cuando se acerca un agregado de átomos metálicos. Los metales pueden ceder fácilmente los electrones de su capa externa y formar una nube de electrones libres, que dará lugar a la formación de iones positivos que pueden ser neutralizados al adquirir nuevos electrones de valencia de los átomos adyacentes. ⁽²⁾

Enlaces interatómicos secundarios.

Son las fuerzas de van de Waals, influyen en el fenómeno de adhesión, aumentan la resistencia de adhesión a la superficie dentinaria.

- Fuerzas de van de Waals: Fuerzas atractivas o repulsivas moleculares, estas son entre otras cosas las responsables de la adhesión.

1.3 Factores que favorecen la adhesión dependiente de la superficie.

1.3.1 Contacto íntimo.

La mejor forma de crear el contacto íntimo de dos sustratos es cuando se une un sólido a un líquido, para que estos dos sustratos se adapten es necesario que el sólido trate de atraer al líquido, si no hay íntimo contacto las reacciones químicas y físicas no se llevarán a cabo.



1.3.2 Energía superficial.

Es la fuerza de atracción de los átomos y moléculas en la superficie de los sólidos. Los átomos y moléculas se unen entre sí para constituir el estado sólido.

La energía superficial está determinada por las fuerzas de cohesión o uniones químicas en la superficie del cuerpo, lógicamente los materiales con mayor energía superficial son aquellos en las que las uniones son más fuertes. ⁽¹⁾

1.3.3 Superficie rugosa.

En superficies pulidas y limpias. La formación de irregularidades resultará, en un aumento de la capacidad del sólido para humedecerse, pero si la superficie es muy áspera, puede haber problemas con los puntos de contacto por que se incrementa el espesor de la película adhesiva, concentración de tensión aire atrapado en las grietas y pobre adaptación. Si es muy lisa, hay menos área de superficie disponible para la unión y la retención mecánica puede estar reducida. ⁽²⁾

1.3.4 Superficies limpias y secas.

Los tejidos de los dientes deben contar un una excelente limpieza y secado antes de empezar a trabajar sobre ellos, debido a que esto ayudara a proporcionar una buena adhesión de cualquier material que se colocara en el diente, sin embargo la dentina es difícil de secar por la presencia de líquido dentro de los túbulos dentinarios, por lo que se recomienda no eliminar por completo la humedad de la dentina ya que esto puede traer como consecuencia dolor postoperatorio hasta causar una afección pulpar. ⁽³⁾



En 1955 Michael Bounocore fue el primero en demostrar que realizando un grabado ácido en el esmalte con ácido fosfórico, aumentaba la fuerza de adhesión entre esmalte, adhesivo y resina, posteriormente uno de sus estudiantes John Gwinnett mediante microscopía electrónica observó la interface, reportando que el adhesivo podía penetrar en los prismas del esmalte. ⁽⁴⁾

Fusayama introdujo el concepto de grabado total, él decía que debía grabarse el esmalte y la dentina al mismo tiempo, fue en 1979 cuando Fusayama y colaboradores emplearon ácido ortofosfórico al 37% para grabar tanto esmalte como dentina, este estudio demostró que el procedimiento no aumentaba el daño pulpar, pero si aumentaba a retención de la restauración de manera significativa. ^(4,6)

En 1982 Nakabayashi y colaboradores, fueron los primeros en demostrar la formación de la capa híbrida, formada por la penetración de la resina, a través de los espacios que quedan entre las fibras de colágeno desnaturalizadas y expuestas por la acción de ácido, y que tras polimerizar quedan atrapadas en ella, también es considerada como una estructura mixta formada por las fibras de colágeno de la dentina y la resina del adhesivo. ⁽⁴⁾

Kanca encontró que el agua era un agente humectante excelente e introdujo el concepto de “adhesión húmeda”. Esta técnica aumento la resistencia de unión, permitiendo un buen sellado dentinario, disminuyendo considerablemente el dolor postoperatorio. ⁽⁴⁾



1.4 Factores que favorecen la adhesión dependiente del adhesivo.

1.4.1 Tensión superficial.

Es la fuerza de atracción que los átomos y moléculas ejercen hacia el centro del material. ⁽³⁾

La tensión superficial del adhesivo debe ser igual o menor que la del sustrato. ⁽²⁾

Mientras menor sea ésta, mejor posibilidad de que el adhesivo humecte a los tejidos dentinarios, logrando con ello un mejor contacto que favorezca uniones físicas y químicas. ⁽³⁾

1.4.2 Humectancia.

Es la cualidad de mojado que tiene un líquido de distribuirse en una superficie.

La extensión del mojado o eficiencia del adhesivo depende de su viscosidad, de las irregularidades de la superficie del adherente y del ángulo de contacto formado entre ambos. Mientras más baja sea la tensión superficial de un líquido y mayor la energía superficial del sólido, será mayor la capacidad de mojado. ⁽⁴⁾

1.4.3 Ángulo de contacto.

Es el que se forma en la interfase de un adhesivo y el adherente, éste determina hasta qué punto un adhesivo humecta la superficie de un adherente. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las del adherente tanto o más de que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido, y no se formará ningún ángulo de contacto. ⁽³⁾



1.5 Adhesión a tejidos dentarios.

La estructura del diente está conformada por distintos tejidos que difieren en composición, orden y estructura. Esto determinará una forma específica de adhesión al material restaurador.

1.5.1 Esmalte.

El esmalte es una sustancia mineralizada (96% en peso), el 1% de su peso está constituido por moléculas orgánicas y el 3% restante es agua. Su diámetro varía de 4µm a 6µm en su límite superficial. La matriz orgánica del esmalte está formada como mínimo por dos tipos de glucoproteínas: las amelogeninas y las enamelinas. Durante el desarrollo la matriz orgánica favorece al crecimiento de cristales de hidroxiapatita, que con el tiempo acaban reemplazando la mayor parte de la matriz orgánica y rechazando lo que queda de la misma hacia la periferia, para formar las vainas orgánicas de los prismas del esmalte. Una vez que los ameloblastos sintetizan la matriz orgánica calcificada del esmalte, esta deja de depender del mecanismo de síntesis celulares, a diferencia de lo que ocurre en otros en otros tejidos como la dentina, el hueso y el cemento. ^(11,12)

1.5.2 Acondicionamiento del esmalte.

La unión al esmalte grabado es uno de los procedimientos más usados y exitosos en la odontología y es una parte rutinaria de la práctica odontológica moderna. El tratamiento superficial del esmalte con ácido como el fosfórico, genera una remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita ocasionando alta microporosidad y aumento de la energía superficial que permite que los monómeros hidrofóbicos de los composites se distribuyan fácilmente sobre la superficie y penetren las microporosidades, los cuales al ser polimerizados forman una fuerte unión micromecánica.



Para mejorar la capacidad de los monómeros para humedecer la superficie y penetrar en las microporosidades debido a su mayor viscosidad comparada con la del esmalte, los sistemas adhesivos han incorporado resinas con y sin relleno que actúan como agentes intermediarios entre el esmalte y el composite. ⁽¹⁰⁾

Las uniones que se forman entre un adhesivo polimérico de baja viscosidad y una superficie de esmalte son fundamentalmente de tipo mecánico y dependen de la penetración de la resina en las irregularidades de la superficie del esmalte. ⁽⁷⁾

1.5.3 Dentina.

La dentina es un constituyente de tejido mineralizado de los órganos dentarios humanos, la cual puede ser sometida a procedimientos adhesivos, se considera un medio biológico formado por túbulos dentinarios, dentina peritubular, una zona altamente mineralizada que rodea los túbulos, dentina intertubular y una matriz extracelular calcificada. ⁽⁵⁾

Dentro de la composición química de la dentina se encuentra la matriz inorgánica que ocupa alrededor de 50%, constituida por cristales de hidroxiapatita, 30% lo constituye la matriz orgánica de ésta, el 90% es fibra de colágeno tipo I, EL 20% de fluido de dentina (un fluido extracelular con un contenido iónico similar al plasma).⁽⁵⁾

La dureza de la dentina está determinada por su grado de mineralización, es mucho menor que la del esmalte, y mayor que la del hueso y el cemento.



La elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios, la elasticidad varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y agua que contiene. ⁽¹⁰⁾

La permeabilidad de la dentina es una de las propiedades con mayor importancia en la práctica clínica por el sistema de adhesión de los biomateriales, la dentina posee mayor permeabilidad que es esmalte debido a la presencia de los túbulos dentinarios, que permiten el paso de distintos elementos o solutos.

Se ha descrito dos mecanismos de transporte a través de los túbulos dentinarios: por difusión o por presión de los fluidos intersticiales de la pulpa, en éste último influye el diámetro y la longitud del túbulo.

1.5.4 Acondicionamiento de la dentina.

El acondicionamiento de la dentina, por lo general se realiza con ácido fosfórico el 15% y 37%, su objetivo es eliminar el barrillo dentinario y desmineralizar la estructura colágena intertubular. ⁽³⁾

1.5.4.1 Acción del ácido fosfórico en la dentina.

El tratamiento de esta estructura va encaminado a modificar o eliminar el barrillo dentinario originado por cualquier instrumento de corte o abrasión.

Con su efecto, se conseguirá dejar libres los túbulos, y permitirá que posteriormente la resina adhesiva se introduzca en ellos creando la adhesión micromecánica.



El fenómeno adhesivo para el sustrato de dentina es relativamente sencillo, seguro y fácil de lograr, obteniendo valores de esfuerzo adhesivo por encima de 20 MPa. ⁽⁷⁾

Los efectos del ácido fosfórico al 37% en la dentina son:

- Desmineralización con exposición de la malla de colágena.
- Micro y macroporosidad, creación de grietas en la dentina intertubular.
- Ampliación de la luz tubular.
- Aumento de la permeabilidad dentinaria.

1.5.4.2 Hibridación dentinaria.

La capa híbrida fue descrita por primera vez en 1982, por Nobuo Nakabayashi Henostroza quien después de acondicionar la superficie dentinaria con una solución al 10% de ácido cítrico, 3% de cloruro férrico y aplicar sobre ella un adhesivo, observó las características de una capa de 3-6µm a la que llamó capa híbrida por estar constituida por colágeno y de resina. ⁽⁹⁾

Los sistemas adhesivos actuales interactúan con el sustrato esmalte/dentina de dos formas: una es removiendo la capa de barrillo dentinario (técnica de grabado ácido) y la otra es manteniéndolo como sustrato para llevar a cabo la unión (técnica de autograbado). ⁽⁹⁾

La escuela japonesa de Tokio con Fusayama, Nakabashi, Kurosaki y otros, como lo indica Gúzman, emplearon la técnica de grabado total, es decir la aplicación de ácido tanto en esmalte como en dentina del fondo cavitario se publica en 1980.



A partir de este momento tiene un gran auge la técnica de grabado total para conseguir la hibridación de la dentina, es decir la integración de los sistemas adhesivos y resinas con la dentina. ⁽⁹⁾



CAPÍTULO II

2. ADHESIVOS.

Los adhesivos dentinarios son materiales utilizados para adherir físicamente restauraciones al esmalte y dentina, son sustancias que al ser colocadas en una superficie aumentan las atracciones intermoleculares e interatómicas incrementando la unión entre estas, por lo que debe poseer características específicas, de las cuales dependerá el éxito clínico.

Las características que deben poseer los adhesivos son:

- Ángulo de contacto.
- Capacidad humectante.
- Baja viscosidad.
- Tensión superficial baja.

2.1 Composición química.

La composición química de los adhesivos puede variar ya que debido a su constante evolución, estos se componen de un solvente, matriz orgánica y aditivos.

- Solventes: pueden tener tres tipos de solventes como la acetona, alcohol (etanol), agua y combinaciones de estos. La función es disolver los monómeros hidrófilos del imprimador, facilitando su penetración en los intersticios húmedos de la dentina desmineralizada.



Los solventes son muy volátiles como la acetona y el alcohol pueden tener problemas en su manipulación ya que se evaporan con facilidad por lo tanto la proporción resina solvente se altera y con ellas sus propiedades.

- Matriz orgánica: UDMA, Bis-GMA, HEMA, BPDM, 4-META y PENTA.
- Aditivos: Diquetonas, canforoquinonas e iniciadores químicos que intervienen en la reacción de polimerización.

2.2 Evolución de los adhesivos.

Los principios de la odontología adhesiva datan de 1955 cuando Buonocore, usando técnicas de adhesión industria, postuló que el tratamiento de la superficie de la dentina con grabado ácido podría mejorar la duración de la adhesión. Hacia 1960 sugiere que la formación de las interdigitaciones de resina (resin tags) era la causa principal de la adhesión de la resina al esmalte grabado. ⁽⁹⁾

El grabado ácido en la dentina permitió remover la capa superficial del smear layer y acondicionar la capa superficial de la misma, removiendo parte del contenido inorgánico, permitiendo exponer la malla de colágeno y aumentar la permeabilidad de los túbulos dentinarios, los cuales serán infiltrados con el sistema adhesivo formando la llamada capa híbrida, mecanismo fundamental en el proceso de adhesión de la resina a la dentina. ⁽⁹⁾

Van Meerbeek y colaboradores, en 1998, propusieron una clasificación de los sistemas adhesivos basada en el modo de interacción con el sustrato, contemplado también el número de pasos clínicos requeridos para su aplicación. ⁽⁹⁾



2.3 Clasificación según el orden de aparición.

2.3.1 Primera generación.

Bowen en 1965, sintetiza un comonomero de alto efecto superficial: N-fenilglicina-glicidil metacrilato, cuya sigla química es NPG-GMA. Esta molécula tenía carácter bifuncional, de forma que el extremo del metacrilato se uniría a la dentina. Este sistema adhesivo con potencial de quelación del calcio dentinario, posee muy bajo valor de resistencia adhesiva de 2 MPa. ⁽⁸⁾

2.3.2 Segunda generación.

Fue desarrollada para uso clínico a principio de los años 80. La mayoría de estos materiales fueron ésteres halofosforados de resina sin relleno tales como Bisfenol A-glicidil Metacrilato (Bis-GMA) o Hidroxietil Metacrilato (HEMA). Se usó resina Bis-GMA con compuestos de fostato polimerizables para promover la adhesión a componentes de calcio del sustrato mineralizado. El promedio de resistencia a la adhesión a dentina de estos minerales fue de 2 a 7 MPa. No soportan la contracción de polimerización ocasionando fallas adhesivas con la consiguiente percolación marginal. ⁽⁸⁾

2.3.3 Tercera generación.

Al final de los años 80 aparecieron dos sistemas de doble componente: iniciador (primer) y adhesivo. Por las mejoras notables que estos agentes de unión presentaban se les clasifico como una tercera generación. El incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina 8-15 MPa disminuyó la necesidad de retención en las preparaciones cavitarias. Las lesiones por erosión, abrasión o abfracción pudieron ser tratadas con preparaciones mínimas, dando comienzo a la odontología ultra conservadora. ⁽⁷⁾



2.3.4 Cuarta generación.

Estos sistemas se introdujeron a finales de 1980, utilizaban el ácido fosfórico y eran llamados sistemas de grabado total, utilizaban un imprimador y un adhesivo. El tratamiento ácido de la dentina removía el barrillo dentinario y desmineralizaba la superficie. El imprimador penetraba creando una capa híbrida colágeno-resina, la resistencia de unión era aproximadamente de 17 y 25 MPa. Esta generación se caracterizó por la “capa híbrida” mejorando la fuerza de unión a dentina.

El procedimiento de estos sistemas es:

1. Grabado de esmalte y dentina, con ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos en esmalte y 15 segundos en dentina.
2. Irrigar para eliminar el ácido y los minerales dentales disueltos.
3. Secar con aire para asegurar que el esmalte está correctamente grabado.
4. Humedecer ligeramente la superficie.
5. Eliminar el exceso de agua aplicando aire indirectamente de la jeringa triple.
6. Aplicar el primer de acuerdo con el número de capas recomendado.
7. Eliminación del solvente del primer.
8. Aplicar el adhesivo a esmalte y dentina, el grosor debe ser de al menos 50 μm .
9. Fotopolimerizar el adhesivo.



2.3.5 Quinta generación.

Aparecen en los años noventa, el imprimador viene mezclado con el adhesivo, la fuerza de retención a la dentina se da en un rango de 20 a 25 MPa, se basan en una compleja combinación de retención micromecánica, esta retención se produce por diferentes procesos:

1. Penetración dentro de los túbulos dentinarios parcialmente abiertos.
2. La formación de una capa híbrida en la que los monómeros hidrofílicos penetran y se polimerizan.
3. Las interacciones que promueven una adhesión del primer.

Se presentan en un solo frasco, ácido grabador y se reduce la sensibilidad postoperatoria. ^(2,6)

2.3.6 Sexta generación.

Aparecen a partir de 1999, no requieren el uso de ácido fosfórico. El imprimador es autograbador. La resistencia en dentina es de 18 a 23 MPa. Se identifican por haber unido en un solo compuesto acondicionador, primer y adhesivo, aunque en realidad esa unión solo se produce en el momento de su aplicación ya que se puede presentar en dos frascos.

2.3.7 Séptima generación.

Estos adhesivos aparecen en el año 2000, no se mezclan y se aplican en un solo paso, son de fotocurado, al igual que los de sexta generación no se requiere la realización de la técnica de grabado ácido, y por lo tanto se facilita su aplicación, además de la eliminación de la sensibilidad postoperatoria, su resistencia de unión es de 18-23 MPa. en esmalte y dentina. ⁽⁴⁾



2.4 Clasificación de los adhesivos.

2.4.1 Por el acondicionamiento del ácido.

Los adhesivos se clasifican en dos grupos según su acondicionamiento ácido: ⁽¹²⁾

- **Los que emplean un acondicionamiento ácido previo:** este tipo de adhesivos tiene básicamente tres componentes: el ácido, el imprimador y el adhesivo.
- **Los autoacondicionadores:** se basan en sustancias que no se lavan y son capaces de actuar simultáneamente como acondicionadores y como imprimadores, debido a que no hay una fase de lavado, tanto el barrillo dentinario como la hidroxiapatita disuelta quedan incorporados en el mismo.

2.4.2 Por el sistema de activación.

Actualmente los adhesivos pueden ser:

- **Fotoactivados:** requieren de energía lumínica externa (luz azul-halógena o led) los cuales tienen mayor estabilidad cromática.
- **Polimerización dual:** se une el iniciador y activador de la reacción química.

2.4.3 Por su técnica de utilización.

Cada grupo tiene una indicación precisa de uso y requiere una forma de empleo semejante. ⁽¹²⁾



-
- **Adhesivos fotoactivados con acondicionamiento ácido:** se indican básicamente para restauraciones directas, y pueden ser de dos formas:
 - **3 etapas:** ácido, primer y adhesivo aplicados separadamente.
 - **2 etapas:** ácido independiente del primer, el primer y el adhesivo están en un frasco único.
 - **Adhesivos fotoactivados autoacondicionadores:** son los más indicados para la adhesión solo a dentina, estos adhesivos se pueden aplicar en una o dos etapas:
 - **1 etapa:** presenta todos sus componentes en un único frasco.
 - **2 etapas:** en la primera el primer/ácido y en la segunda el bond o el adhesivo.
 - **Adhesivos de activación dual con acondicionamiento ácido:** son versátiles y se consideran de multipropósito los hay de dos y tres etapas.
 - **Adhesivos de activación dual autoacondicionadores:** son los más indicados para la cementación de postes radiculares al tener como ventaja la polimerización a las paredes profundas del conducto y evitar dificultades de retirar el ácido dentro del conducto, son de dos etapas.

2.4.4 Por el modo de interacción con el sustrato.

- Adhesivos de un solo paso, adhesivos que modifican el barrillo dentinario.
- Adhesivos de dos pasos, adhesivos que modifican el barrillo dentinario y adhesivos que disuelven el barrillo dentinario, adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.
- Adhesivos de tres pasos, adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.



2.5 Estrategia de la adhesión.

Tres mecanismos de adhesión están en uso actualmente de los sistemas adhesivos modernos.

- Adhesivos de grabado y lavado.
- Adhesivos autograbadores.
- Adhesivos de ionómeros de vidrio modificados con resina.

Sin embargo, la clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos más comúnmente utilizada es la que se basa en el tratamiento o acondicionamiento de la dentina y la cronología de aparición de estos materiales en el mercado, separándolos en generaciones, esta clasificación fue propuesta por Kugel y colaboradores. ⁽⁹⁾



CAPÍTULO III

3. RESINAS COMPUESTAS.

3.1 Historia de las resinas.

La historia asociada al desarrollo de las resinas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. Los únicos materiales que tenían el color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos, cemento que consiste en una solución de vidrio de alúmina-silíce y ácido fosfórico; sin embargo esos materiales tenían muchas desventajas siendo la principal el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados, además de irritantes pulpares y solubles en los líquidos bucales. Pero tenían la propiedad de liberar fluoruro de forma lenta pero continua, con el consiguiente efecto anticariogénico. ⁽²⁾

A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fácil de manipular y de bajo costo.

Dentro de las resinas acrílicas se usaron dos sistemas, uno basado en peróxido de amina que empleaba una amina terciaria, la Ndimetil p-toluidina como activador, la cual tenía la desventaja de cambio de color. El otro sistema era de tipo peróxido ácido usaba el ácido p-toluelsulfínico como activador que le proporcionaba una excelente estabilidad de color, pero era inestable en presencia de aire y agua y altamente sensible a la humedad, la cual inhibía la polimerización. ⁽²⁾



Algunas resinas simples fueron modificadas ligeramente con agregados de rellenos de sílice, mejorando en apariencia y resistencia. Al menos, se constituyeron en el primer eslabón para que poco a poco la investigación se orientara hacia el descubrimiento de las resinas compuestas.

El avance más importante se realizó cuando el Dr. Ray L. Bowen en 1962, desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación de Bowen fue la molécula Bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA), es una matriz de base de dimetacrilato, a la cual se le adhiere un agente de unión silano no orgánico que produce la adhesión entre las partículas de relleno y matriz de resina. ⁽⁶⁾

1941. Sistema iniciador peróxido-amina.

1950. Resinas acrílicas.

1962. Monómero de Bowen.

1963. Primer compuesto de macrorrelleno (curazo).

1970. Sistema iniciado por luz UV para uso odontológico.

1974. Introducción de los microrrellenos.

1977. Primer microrrelleno para uso en dientes anteriores.

1977. Primer compuesto curado por luz visible.

1980. Primer híbrido (partículas macro y micrométricas).

1982. Sistemas de construcción de inlay y onlay basadas en resinas compuestas.

1983. Macrorrenos altamente cargados para uso odontológico.



1984. Resinas compuestas con microrreellenos radiopacos.

1996. Resinas compuestas fluidas.

1998. Resinas compuestas empacables.

2000. Resinas compuestas de nanorelleno.

3.2 Composición química.

Las resinas compuestas comprenden una combinación de las partículas orgánicas e inorgánicas, las cuales se pueden dividir en tres diferentes componentes: ^(2,13)

1. Matriz orgánica (fase continua) es una resina.
2. Relleno inorgánico (fase dispersa) que da la resistencia.
3. Agente de unión (interfase) que es aplicado sobre la superficie de las partículas de relleno para integrarlas a la matriz orgánica conocido como silano.

Matriz orgánica.

Está constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El UDMA (dimetilmetacrilato de uretano) Bis –GMA y el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato) son los componentes de la matriz de resina que más se emplea para formar estructuras de polímero entrecruzado en los selladores y en las resinas compuestas. ⁽⁶⁾

Relleno inorgánico.

El propósito general de las partículas de relleno es reforzar y proporcionar consistencia a la resina compuesta así como reducir la cantidad del material de la matriz inorgánica.



El material de relleno consiste en fibras y/o partículas de refuerzo que se dispersan en la matriz, tales como: cuarzo, sílice, cristales de bario y estroncio, silicatos de litio y aluminio e incluso hidroxiapatita sintética, su propósito es mejorar las propiedades del material. Muchas de las propiedades de resinas compuestas se han mejorado gracias al aumento de relleno tales como: ^(3,6)

- Refuerzo de la matriz de resina.
- Reducción de la contracción de polimerización.
- Reducción de la expansión y contracción térmica.
- Aumento de la viscosidad (mejora la manipulación).
- Disminución de la absorción de agua.
- Aumento de la radiopacidad (cristales de estroncio y bario).
- Resistencia a la compresión, a la tracción y aumenta el módulo de elasticidad.

Las partículas de relleno se producen generalmente por pulverizado o triturado de cuarzo o cristales para obtener partículas que oscila entre 0.1 μ m y 100 μ m.

Agente de unión.

Es un agente que permite la unión entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica de resina, es importante que estas partículas se unan. Esto permite conseguir una matriz de polímero más plástica que transmita las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. La adhesión entre las dos fases las proporciona este agente de unión.



El agente responsable de esta unión es la molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tiene relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano. ⁽¹³⁾

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es γ -metacril-oxipropiltrimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina/partícula de relleno. ⁽¹³⁾

Así mismo el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. ⁽¹³⁾

3.3 Mecanismos de polimerización.

El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En cualquiera de sus formas es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo el cual obtenemos con diferentes tipos de luz, ya sea halógena o led esto activara la reacción de las resinas para que se lleve a cabo la polimerización. ⁽¹⁴⁾



En las resinas de auto-polimerización la reacción proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales contiene iniciador, peróxido de benzoilo, y la otra el activador, amina terciaria (N-N dimetil-*p*-toluidina). ⁽¹⁴⁾

En las resinas de fotopolimerización los primeros sistemas utilizaron luz ultravioleta para iniciar los radicales libres. Estos sistemas tuvieron problemas por la penetración limitada de la luz en la resina, así como por la falta de su paso a través de la estructura dental. Esto hace que la resina no polimerice de manera adecuada, excepto en capas muy delgadas con acceso directo a la fuente de luz.

Después se desarrollaron sistemas activados por luz visible, con gran mejoría en la capacidad de polimerizar incrementos gruesos. ⁽⁶⁾

Las resinas compuestas fotopolimerizables para restauraciones se expenden como pasta única en una jeringa. El sistema para iniciar los radicales libres consta de una molécula de activador amina, que contiene esta pasta. A menos que estos dos componentes no se expongan a la luz, permanecen sin interactuar. Sin embargo en presencia de luz con longitud de onda correcta de 470nm a 500 nm, se produce en estado de excitación del fotoiniciador que reacciona con la amina y forma radicales libres. ⁽⁶⁾

El fotoiniciador más utilizado es la conforquinona que tiene un promedio de absorción entre 400 y 500 nm, que se encuentra en la región azul del espectro de la luz visible.

Para obtener la apariencia de color de los dientes, la resina compuesta tiene un matiz visual y translucidez que simula esmalte y dentina; el dióxido de titanio y óxido de aluminio en cantidades pequeñas (0.001 a 0.007% por peso) son opacadores muy efectivos. ⁽⁶⁾



3.4 Propiedades de las resinas compuestas.

3.4.1 Resistencia al desgaste.

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos. Esto no tiene un efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones, al mismo tiempo que disminuye su duración.

Esta propiedad depende principalmente de las características físicas del relleno, así como de la localización de las restauraciones en la arcada dental y las relaciones de contactos oclusales. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño de sus partículas de relleno, por lo tanto estas son más resistentes al desgaste y comprimen a las molécula de la matriz en los momentos de presión. Éste fenómeno causa el desprendimiento de las partículas de relleno, exponiendo la matriz y provocando su desgaste. ⁽¹³⁾

El desgaste de la superficie de las resinas compuestas representa uno de los puntos débiles de éste tipo de materiales. Éste fenómeno aumenta considerablemente con la dimensión de la restauración, aunque algunas situaciones clínicas son capaces de acelerar el proceso, tales como la oclusión traumática y la calidad de la manipulación y terminado de la restauración. ⁽¹³⁾

3.4.2 Textura superficial.

El término de textura superficial se refiere a la uniformidad de la superficie del material de restauración. En las resinas compuestas, esta propiedad está relacionada con varios factores.



En primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con la técnica de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una mejor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta. ⁽¹³⁾

3.4.3 Coeficiente de expansión térmica.

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. ⁽¹³⁾

Por lo tanto entre el coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas y el diente, junto con el resquicio formado por la contracción de polimerización, permite la percolación de los líquidos orales. Cuando se enfría un diente que tiene una restauración tiende a contraerse más que la estructura dental que la rodea, lo que amplía el espacio entre los dos y permite una mayor filtración de los líquidos orales. Cuando se calienta el diente o cuando éste recupera nuevamente la temperatura corporal, el espacio disminuye y el líquido se ve forzado a salir de ese espacio existente entre el diente y la restauración (percolación). ⁽¹³⁾



En general las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° hasta los 60°. ⁽¹³⁾

3.4.4 Sorción acuosa y expansión higroscópica.

Esta propiedad está determinada principalmente por la probabilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero, y se relaciona con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de las resinas, éste fenómeno es conocido como degradación hidrolítica. ⁽¹³⁾

Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. La absorción es también favorecida por las porosidades y las fisuras. ⁽¹³⁾

3.4.5 Resistencia a la fractura.

Es importante conocer que la resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura. Los factores que más influyen en las propiedades mecánicas de un material son su contenido de relleno, el tamaño de las partículas, su distribución y las interacciones entre el relleno y la matriz, siendo el contenido en volumen del relleno la propiedad que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo de elasticidad, así como su resistencia a la fractura. ⁽¹⁵⁾



Esta es una propiedad que se pone a prueba durante la masticación, ya que durante éste acto la resina se ve sometida en las caras oclusales, a fuerzas que oscilan entre los 250 y los 750 N/cm².⁽¹³⁾

Las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.⁽¹³⁾

3.4.6 Resistencia a la compresión y tracción.

La resistencia a compresión indica la habilidad demostrada por un material para resistir las presiones verticales, siendo una propiedad mecánica importante para las resinas compuestas, pues se sabe que durante el acto masticatorio las fuerzas que son transmitidas sobre esas restauraciones pueden fracturarlas o hasta provocar la fractura dental. La resistencia a compresión del esmalte (384 GPa), de la dentina (297 GPa) y la resistencia a la fractura de los dientes naturales (molar: 305 MPA; premolar: 248 GPa) pueden servir como padrón mecánico para seleccionar la resistencia ideal de las resinas compuestas.⁽⁸⁾

Es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz. Además depende del tamaño de las partículas de relleno. Las resinas compuestas híbridas poseen mayor resistencia a la compresión que las de microrrelleno debido a que estas últimas no logran incorporar en su masa una alta cantidad de partículas de relleno. A su vez, las resinas compuestas híbridas poseen una mayor resistencia a la compresión que las convencionales, debido a que para un mismo porcentaje de relleno, la disminución del tamaño de la partícula se traduce en un incremento de la resistencia a la compresión.⁽¹⁵⁾



3.4.7 Módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad describe la relación entre el estrés y la deformación que un material sufre para una carga determinada, es por tanto un a medida de la rigidez relativa de un material. Entre mayor se la rigidez de un material va a requerir una carga mayor para deformarse en el mismo grado que uno más elástico. ⁽¹⁵⁾

El las resinas compuestas esta propiedad se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, a mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad de los materiales ha de ser semejante al del tejido dentario. El las restauraciones clase V los materiales deben tener un módulo de elasticidad que les permita deformarse durante la flexión del diente, mientras que en las cavidades clase II el módulo de elasticidad debe de ser lo suficientemente alto como para soportar las deformaciones y evitar la fractura de las cúspides. Sin embargo, el diente está compuesto fundamentalmente por esmalte y dentina, y ambos tejidos tienen un comportamiento elástico completamente diferente, por ello se asume que los materiales que se utilicen para restaurar los dientes posteriores deben tener un módulo de elasticidad al menos igual al de la dentina o mayor, que está determinado en 18 MPa, mientras que el modulo elástico del esmalte es de 45 MPa superior al de la dentina, esto quiere decir que la dentina es más flexible, favoreciendo de esta manera la absorción de tensiones. ⁽¹⁵⁾



3.4.8 Estabilidad de color.

La estabilidad del color de las resinas compuestas puede variar dependiendo de su reacción al ambiente oral individual, algunos materiales pueden cambiar como resultado de mancharse principalmente por la absorción de los agentes colorantes de los alimentos y se relaciona íntimamente a la absorción de agua de la resina. La decoloración puede también ocurrir como resultado del deterioro químico del material en un ambiente húmedo. ⁽¹³⁾

Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas, ya que en este tipo de resina se usan en mayor concentración las aminas aromáticas y debido a que son reactivadas pueden ocasionar decoloración intrínseca del material.

Otra variable importante en el mantenimiento del color es el pulido de la superficie de la resina compuesta. Los que presentan partículas inorgánicas de mayor tamaño tienen mayor riesgo de presentar manchas superficiales.

3.4.9 Contracción de polimerización.

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de resina compuesta se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 0.340 nm, esta distancia está dada por las fuerzas de Van der Waals ejercidas por los elementos que conforman a cada monómero; al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 0.154 nm. Ese acercamiento o reordenamiento espacial de los monómeros provoca la reducción volumétrica del material.



La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

Estas tensiones generadas en la superficie dental pueden provocar. (14)

1. Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva (si existen superficies libres suficientes o superficies donde el material no está adherido)
2. Brechas en la interfase diente-restauración (si no existen superficies libres suficientes y si la adhesión no es adecuada).
3. Fractura cohesiva del material restaurador (si la adhesión diente-restauración es buena y no existen superficies libres).

3.5 Clasificación de las resinas compuestas.

Los diferentes tipos de materiales compuestos se distinguen por su consistencia en resinas fluidas y resinas condensables, ésta consistencia se logra por la cantidad de partículas de relleno que contienen y también se clasifican por el tamaño de ésta. (19)

Se han propuesto diferentes clasificaciones de las resinas compuestas según se haga referencia al tamaño de la partícula, al tipo de polimerización o al contenido de relleno. Sin embargo el primer criterio ha sido el más utilizado.

La primera clasificación fue introducida por Lutz y Phillips (1983) y estuvo basada en el tamaño promedio de las partículas de relleno y su distribución.



Esta clasificación divide las resinas en: convencionales o macrorrelleno (partículas de 0,1 a 100 μ m), microrrelleno (partículas de 0,04 μ m) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños). ⁽¹⁴⁾

En general estas clasificaciones se tienen en común términos como Macrorelleno (10-50 μ m), Microrelleno (40-50 μ m), Mediorelleno (10 μ m), Minirelleno (0,6-1 μ m) y Nanorelleno (5-100 nm) en donde la mezcla ó combinación deriva en otros términos como híbridos convencional (10 a 50 μ m + 40 nm), híbridos (1-10 μ m +40 nm), microhíbridos (0,6-1 μ m) y nanohíbridos (0,6-1 μ m +50 -100nm), además del termino partículas prepolimerizadas. ⁽¹⁶⁾

De acuerdo con Aschheim (2002), Cova (2010), Hervas et. al (2006) y Henoztroza (2006) las resinas compuestas se pueden clasificar en relación al tamaño de las partículas de relleno en:

3.5.1 Resina convencional o de macrorrelleno.

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μ m, pero podrían encontrarse desde 50 a 100 μ m, el relleno por lo general es de 70 a 80 % por peso o de 60 a 70% por volumen.

La principal desventaja clínica es la superficie rugosa que surge como resultado del desgaste abrasivo de la matriz blanda de resina que deja al descubierto las partículas duras más resistentes. Al pulir la preparación se produce una superficie rugosa, así como también la originan el cepillado dental y el desgaste masticatorio con el tiempo. Estas restauraciones tienen tendencia a la pigmentación, debido en parte a la susceptibilidad de la superficie rugosa al retener pigmentos. ⁽⁶⁾



Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista.

3.5.2 Resinas de microrelleno.

Para resolver los problemas de rugosidad superficial que presentan las resinas compuestas convencionales, se obtuvo una clase de materiales en la que se utilizan partículas coloidales de sílice como relleno inorgánico, inicialmente tenían un tamaño de 0.02 a 0.04 μm , en la actualidad se usan tamaños ligeramente mayores, 0.05 a 0.1 μm .⁽⁶⁾

Dado que el tamaño de la partícula es más pequeño que en las resinas convencionales, su área de superficie al ser humectado por la matriz orgánica es de 1000 a 10.000 veces mayor y la hace muy viscosa e inmanejable, pudiéndose incorporar solo del 35% al 50% del relleno inorgánico lo cual bajaría demasiado sus propiedades físico-mecánicas.

Para resolver este problema se usa un relleno prepolimerizado que contiene matriz orgánica saturada de microrrelleno 80% en peso de SiO_2 , luego polimeriza con calor y pulveriza en partículas de 0.05 a 0.1 μm , esto es lo que se conoce como relleno prepolimerizado.

Este relleno prepolimerizado se le agrega a otra mezcla no polimerizada que contiene matriz orgánica y relleno de SiO_2 en los porcentajes que permitan una adecuada manipulación clínica.

El contenido de relleno inorgánico final es de 50% por peso, pero cuando se incluyen partículas de relleno prepolimerizadas, su contenido es de casi 80% por peso o 70% del volumen.⁽⁶⁾



Con la excepción de la resistencia a la compresión. Las resinas compuestas de microrrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las convencionales. Esto es de esperarse, porque en cerca de 50% en volumen de las restauraciones se hacen con resina. La mayor cantidad de resina comparada con el relleno da lugar a una sorción del agua, a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución del módulo elástico. Además, la débil unión de las partículas prepolimerizadas con la matriz de resina produce un tratamiento deficiente similar a la de los compuestos convencionales. La disminución de resistencia a la tracción se relaciona con la propagación de la fractura alrededor de las partículas de relleno.

Se pueden considerar varios tipos de acuerdo al tipo de microrrelleno: ⁽⁶⁾

- Microrrelleno homogéneo: 0,04 μm de sílice, se utilizan para zonas de baja tensión y área subgingival que requieren un mayor acabado y pulido.
- Microrrelleno heterogéneo: partículas de resina prepolimerizadas que contienen sílice de 0,04 μm de tamaño, se utilizan para zonas de baja tensión y área subgingival donde es esencial una reducción en la contracción.

3.5.3 Resinas híbridas.

Se denominan así por estar reforzadas por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 1 a 5 μm . Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la odontología. ^(14,17)



Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mineralización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y textura, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentaria, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia. ⁽¹⁴⁾

Hay dos clases de partículas de relleno: ⁽⁶⁾

- Híbrido partícula grande: 1-20 μm de vidrio, 0,04 μm de sílice; para zonas de gran tensión que requieren una gran calidad en el pulido (clases I, II, III y IV).
- Híbrido partícula mediana: 0,1-10 μm de vidrio, 0,04 de sílice; en zonas de gran tensión que requieren una gran calidad en el pulido (clases III y IV).
- Híbrido partícula pequeña: 0,1-2 μm de vidrio, 0,04 μm de sílice; para zonas de tensión moderada que requiere un pulido óptimo (clases III y IV).

3.5.4 Resinas microhíbridas.

Las resinas microhíbridas son una mezcla de partículas de microrrelleno con partículas más grandes, de un tamaño entre 0.4 y 0.7 μm . Poseen excelentes propiedades físicas, con una resistencia mecánica compresiva mayor que las anteriores y una resistencia al desgaste compatible a su función. Además poseen buena terminación y pulido.



Al tener esta combinación de partículas, es posible incorporar un alto porcentaje de relleno, aproximadamente un 67% en volumen. Todas estas características permiten que este tipo de resinas compuestas sean las de mayor uso en la actualidad, con utilidad para piezas dentarias del sector anterior como en el posterior de la boca. ⁽¹⁸⁾

3.5.5 Resinas de nanorrelleno.

Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μ m), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en “nanoclusters” o nanoagregados de aproximadamente 75nm. El uso de la nanotecnología en las resinas de microrrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. ⁽¹⁴⁾

Estos composites son de última generación y para su formulación se ha utilizado nanotecnología. La nanotecnología corresponde a la aplicación de componentes o elementos de escala manométrica en algún proceso tecnológico.

3.5.6 Resinas nanohíbridas.

Algunos estudios mencionan que las bajas propiedades físicas de algunas resinas nanohíbridas se deben a la incorporación de materiales de relleno pre-polimerizados.



En cuando a las evaluaciones clínicas, estudios recientes mostraron excelentes resultados de restauraciones clase II para una resina de nanorrelleno vs microhíbrida, así mismo se demostró que una resina microhíbrida presenta una menor integridad marginal que una resina nanohíbrida. ⁽¹⁹⁾

3.6 Clasificación de acuerdo con la consistencia.

La consistencia de las resinas compuestas está determinada por la cantidad de material de relleno que éstas poseen, de acuerdo con la fluidez. Las resinas compuestas se pueden clasificar en dos tipos:

3.6.1 Resinas fluidas o de baja densidad.

También conocidas como resinas “flow”, su desarrollo se dio en los años 90 como un avance importante en los materiales de restauración, estas resinas de baja viscosidad fueron obtenidas a partir de formulaciones con muy bajo contenido de material de relleno, del 20 a 25%, la primera generación de resinas fluidas sólo fue utilizada como base debido a su bajo módulo de elasticidad. ⁽²⁰⁾

La segunda generación se desarrolló desde el año 2000, pretendiendo aumentar sus propiedades mecánicas se proponen como uso en múltiples restauraciones. ⁽²⁰⁾

Estas resinas tienen el mismo tamaño de partícula, pero menor contenido con el objeto de reducir su viscosidad y facilitar su manejo. La reducción en el relleno las hace más susceptibles al desgaste, aunque mejora la capacidad del clínico de realizar una base cavitaria o recubrimiento bien adaptado. ⁽⁶⁾

Principalmente su uso se indica en los siguientes casos: ⁽²⁾



- Surcos, fosas, fisuras y pequeños defectos estructurales del esmalte.
- Restauraciones pequeñas clase I.
- Restauraciones clase II.
- Restauraciones clase III, IV y V.
- Reparación del borde incisal.
- Forros cavitarios.
- Reparación de porcelana.
- Cementación de veener de porcelana.
- Cementación de prótesis cerámicas.
- Cementación de restauraciones indirectas inlays / onlays.
- Cementación de postes.

3.6.2 Resinas condensables o de alta densidad.

Estos materiales se introdujeron a finales de los años 90, las características de condensado se producen gracias a la inclusión de partículas de relleno fibrosas y alargadas de aproximadamente 100 μm de longitud y superficies texturizadas que presentan gran capacidad de engranaje y resistencia a la fluidez. ⁽²⁾

Las resinas compuestas de alta densidad son resinas con alto porcentaje de relleno. Ese tipo de resinas han sido llamadas erróneamente “condensables”. Sin embargo, ellas no se condensan ya que no disminuyen su volumen al compactarlas, ofrecen una alta viscosidad que trata de imitar la técnica de colocación de las amalgamas. ⁽²¹⁾



Están indicadas especialmente para:

- Restauración de cavidades clase I y II, donde está comprometido el borde marginal.
- Reconstrucción de muñones.
- Obturación de cavidades clase V, y zona posterior, ya que para anterior es preferible utilizar una resina con alta capacidad de pulido.

3.7 Clasificación de acuerdo con el método de polimerización.

3.7.1 Activación química.

También se le llama quimiopolimerización, se basan en el sistema de peróxido amina, y se endurecen al mezclar la pasta base y el catalizador, una de las pastas contienen un iniciador de peróxido de benzoilo (PB) y la otra contiene un activador de amina terciaria aromática (n-dimetil-p-toluidina). Cuando las dos pastas se mezclan, la amina terciaria reacciona con el PB formando radicales libres, iniciando así la polimerización adicional. ⁽⁶⁾

Se emplean principalmente para la reconstrucción de estructuras grandes que no se pueden polimerizar únicamente con una fuente de luz.

3.7.2 Activación lumínica.

Las resinas fotopolimerizables contienen canforquinonas u otros activadores que, al ser estimulados por un haz de luz azul con un intervalo de 430 a 500 nm de longitud de onda, incidirán en los iniciadores y los activarán para que rompan las dobles ligaduras y se dé la polimerización. ⁽²²⁾



Cada vez que la luz azul irradia un monómero de metacrilato que contienen un sistema fotoiniciador se produce entrecruzamientos de la resina.

Ventajas de utilizar resinas fotopolimerizables: ⁽⁶⁾

- No se requiere mezclado, hay menor porosidad, y aumento de la resistencia.
- Mayor estabilidad de color, debido al empleo de una amina alifática en lugar de una amina aromática que se emplean en la activación química.
- Proveen un mejor control en el tiempo de trabajo.

Desventajas de utilizar resinas fotopolimerizables:

- Profundidad de curado limitada, se requieren capas de reconstrucción de 2 mm o menos.
- Acceso relativamente pobre en zonas posteriores e interproximales.
- Tiempo variable de exposición debido a las variaciones en tono (matiz, valor y saturación).
- Sensibilidad a la luz ambiental.



CAPÍTULO IV

4. SISTEMAS AUTOADHERIBLES UTILIZADOS EN EL ESTUDIO.

4.1 Cemento autoadherible RelyX U200 de 3M. ®

RelyX U200® es un cemento de resina autoadherible que no requiere pretratamiento en la estructura dental, como grabado, primer ni adhesivo. Ofrece alta fuerza adhesiva a dentina, alta estética, resistencia al uso en boca, alta fluidez y fácil manipulación.

El cemento RelyX U200® se adhiere de dos formas principalmente, mediante unión química entre los grupos fosfatos del monómero glicerol fosfato dimetacrilato (GDMP) y los iones calcio. Y en segundo lugar, mediante la adhesión micromecánica, que resulta de la penetración de las ramificaciones del monómero polimerizado y las fibras de colágeno de la dentina.

Los valores de pH que presenta son importantes para la estabilidad a largo plazo, durante el proceso de curado la pasta se vuelve ácida ayudando a la autoadhesión y en pocos minutos aumenta el pH logrando en 24 horas la neutralidad del cemento.

Está indicado para la cementación autoadhesiva permanente de todas las restauraciones indirectas, inlay, onlay, coronas y puentes en base a cerámicas, composite o metal, postes y tornillos, puentes Maryland de 2 o 3 piezas, prótesis de 3 piezas retenido mediante inlay/onlay y restauraciones totalmente cerámicas de composite o metálicas sobre pilares de implantes.

(25)



4.2 Cemento autoadherible SmartCem 2 de Dentsply. ®

El cemento autoadhesivo SmartCem 2® es un cemento de curado dual, de dos componentes, con una elevada fuerza autoadhesiva que libera flúor. Dentro de su composición se encuentra el dimetacrilato de uretano, el Bis-GMA, ácido fosfórico modificado con resina, fluoraluminosilicato, peróxido orgánico y canforquinona.

Una vez curado el cemento SmartCem 2® es esencialmente hidrofóbico, minimizando la absorción de agua, la solubilidad y la expansión higroscópica. Está indicado para la cementación de restauraciones indirectas, incluyendo restauraciones de cerámica, compisite, inlay y onlay, coronas y prótesis de base metálica y postes. ⁽²⁶⁾



CAPÍTULO V

5. DISEÑO EXPERIMENTAL.

5.1 Planteamiento del problema.

En la actualidad se han desarrollado cementos duales autoadheribles estos han evolucionado significativamente convirtiéndose en una herramienta necesaria en procedimientos odontológicos que se realizan en la consulta diaria, la importancia y éxito de estos, se basa en la unión y adaptación que tengan a los tejidos dentales. Algunos no requieren de ácido grabador, primer y adhesivo por separado por lo que las resinas fluidas autoadheribles para cementación se caracterizan por tener menor cantidad de relleno en su composición proporcionando menor viscosidad que las resinas convencionales, tienen materiales integrados que acondicionan los tejidos para disolver el barrillo dentinario, por lo cual ya no es necesario aplicar algún otro material adhesivo que garantice la unión a dentina. Esto facilita la cementación de restauraciones fijas ayudando al odontólogo a reducir el tiempo de trabajo en los procedimientos restaurativos en el consultorio dental. Por lo que se realizará un estudio comparativo de adhesión a dentina de dos sistemas de cementos duales autoadheribles RelyX U200 de 3M® y SmartCem 2 de Dentsply® Así mismo surge una pregunta ¿Cuál de los dos sistemas de resinas de cementación autoadheribles tiene una mayor fuerza de adhesión a dentina?



5.2 Justificación.

Diferentes estudios señalan que los cementos duales autoadheribles presentan buena fuerza de adhesión a dentina.

El propósito de realizar este estudio es obtener la fuerza de adhesión de dos cementos duales autoadheribles en dentina, para observar su comportamiento mecánico, y así comprobar la información que proporciona el fabricante de acuerdo a sus indicaciones como agente cementante en distintos tipos de restauraciones dentales y determinar cuál es la mejor opción para la utilizarlos en la práctica odontológica.

En este estudio se comprobaba la adhesión a dentina de dos sistemas de cementos duales autoadheribles RelyX U200 de 3M® y SmartCem 2 de Dentsply®.



5.3 Objetivo general.

Determinar la fuerza de adhesión a dentina por cizalla de dos sistemas de cementos duales autoadheribles relyX U200 de 3M® y SmartCem 2 de Dentsply®.

5.4 Objetivos específicos.

Determinar la fuerza de adhesión entre cemento dual RelyX U200 de 3M® y SmartCem 2 de Dentsply®.

Comparar los resultados de adhesión de los dos sistemas de cementos duales para cementación autoadherible a dentina.

Analizar los resultados de los dos grupos de cementos duales mencionados.



5.5 Hipótesis verdadera.

Existen diferencias significativas en la prueba de adhesión a dentina del sistema de cemento dual autoadherible RelyX U200 de 3M® y el sistema de cemento dual autoadherible SmartCem 2 de Dentsply®.

5.6 Hipotesis nula.

No existen diferencias significativas en la prueba de adhesión a dentina del sistema de cemento dual autoadherible RelyX U200 de 3M® y el sistema de cemento dual autoadherible SmartCem 2 de Dentsply®.



CAPÍTULO VI

6. METODOLOGÍA.

6.1 Criterios de inclusión.

- Dientes humanos extraídos, hidratados y en refrigeración.
- Dientes con esmalte sano libre de caries.
- Dientes con dentina sana libre de caries.
- Dientes con no más de 3 meses de extraídos.

6.2 Criterios de exclusión.

- Dientes no hidratados.
- Dientes con caries en esmalte.
- Dientes con caries en dentina.
- Dientes con más de 3 meses de extraídos.



6.3 Variables dependientes.

- Tensión por cizallamiento.

6.4 Variables independientes.

- Sistemas de cementos duales autoadheribles.



6.5 Material y equipo.

- 20 dientes humanos hidratados.
- Acrílico autopolimerizable Nic-tone®.
- Anillos de tubo de pbc.
- Loseta de vidrio.
- Vaselina.
- Plastilina.
- Frasco de vidrio.
- Espátula de metal.
- Lija de agua de grano 120 y 600.
- Pulidor metalográfico.
- Aditamento de teflón, ultradent.
- Lámpara fotocurado LED Bluephase C8, Ivoclar Vivadent® con longitud de onda 600 nm.
- Radiómetro de intensidad de curado, Demetron®.
- Cronómetro.
- Vernier digital.
- Espátula de teflón para manipular resinas Hu Friedy®.
- 1 jeringa de cemento dual autoadherible RelyX U200 de 3M®.
- 1 jeringa de cemento dual autoadherible Smart Cement de Dentsply®.
- Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON, MODELO 5567.
- Estufa de temperatura controlada.



6.6 Muestreo.

Se realizarán dos grupos con 10 muestras cada uno, en total de 20 muestras que se describirán en el siguiente cuadro:

GRUPO	NO. MUESTRAS	MATERIAL
Grupo A	10 premolares	Cemento dual autoadherible RelyX U200 de 3M®.
Grupo B	10 Premolares	Cemento dual autoadherible Smart Cement 2 de Dentsply®.

6.7 Metodología.

Se utilizarán 20 premolares permanentes, extraídos entre uno y tres meses para que no sufrieran cambios degenerativos en los tejidos dentinarios.

Después de la extracción se lavaron con agua corriente para eliminar toda la sangre, saliva y tejidos adheridos. Posteriormente se almacenaron en agua y se mantuvieron en refrigeración a 5° C.

6.7.1 Preparación de las muestras.

Se cortaron las raíces de los dientes con el pulidor metalográfico dejando solo la corona.

Se montaron las coronas dentro de una base de acrílico, de la siguiente manera:

Los dientes se fijaron con plastilina a la loseta de vidrio de tal manera que la cara más amplia (vestibular, palatina o lingual) quedara paralela y en contacto con la loseta, con el fin de garantizar una posterior exposición uniforme a la dentina.

A continuación se colocaron los anillos de tubo pvc, centrando cada una de las muestras dentro de ellos.

Posteriormente se realizó una mezcla de acrílico autopolimerizable en un godete y se vertió dentro de los anillos, dejando las caras a trabajar expuestas. Este procedimiento se realizó de la misma manera en las 20 coronas.

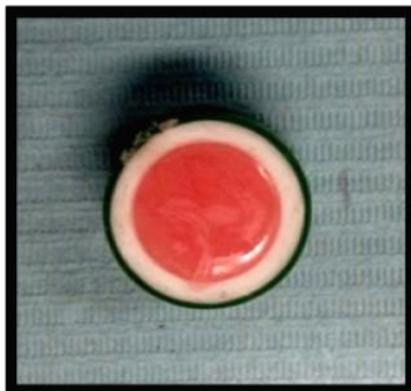


Figura 1



Figura 2

Fig. 1y 2. Se vertió acrílico sobre los dientes, dejando una cara expuesta.

Una vez polimerizado el acrílico, se retiraron las muestras del tubo y se procedió a desgastar la muestra en el pulidor metalográfico utilizando papel de carburo de silicio de grano de 120 y 600 bajo irrigación para exponer la dentina y obtener un área de 4 mm² en la cara expuesta.

Una vez expuesta la dentina, se procedió a colocar las muestras de resina según las instrucciones del fabricante, para ello se llevaron a cabo los siguientes pasos:



Fig. 3 Muestras con la dentina expuesta.

6.7.2 Grupo A RelyX U200 de 3M. ®

Se secó sin desecar la muestra dejando húmedo y brillante con papel filtro dejando caer ligeramente tocando solo la cara expuesta del diente para evitar contaminarla.



Fig. 4 Material, muestras del grupo A y aditamento

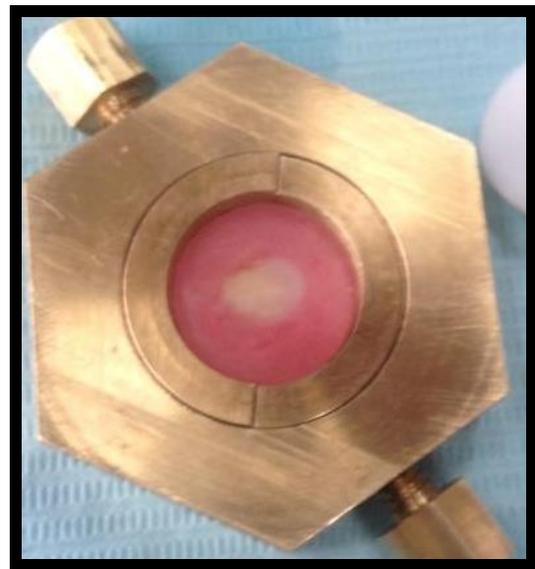


Fig. 5 Muestra montada en el aditamento

Se colocó el espécimen en un aditamento desarrollado por el Dr. Jorge Guerrero Ibarra, teniendo cuidado de ubicar el orificio de teflón de 4mm de diámetro en el centro de la dentina.

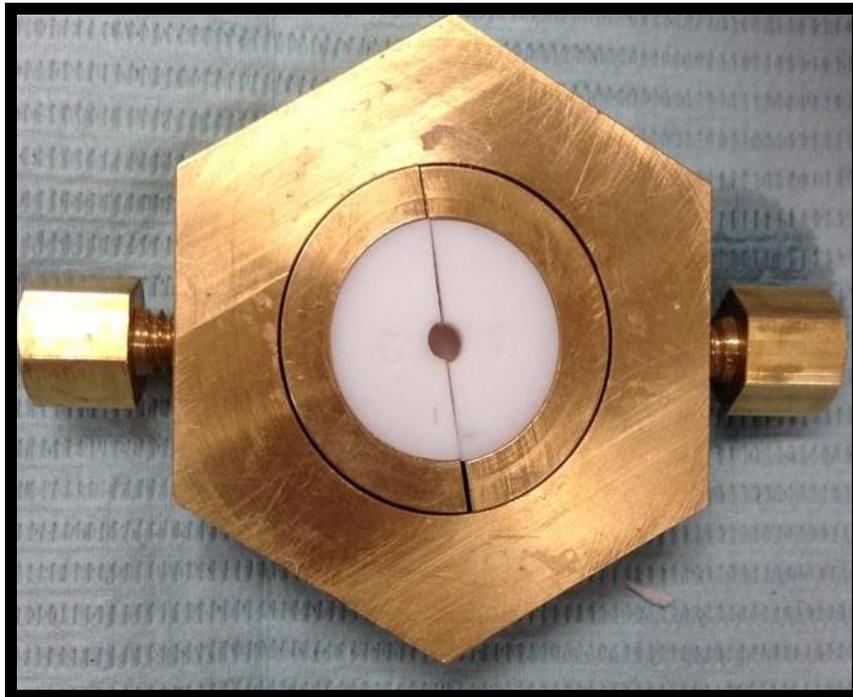


Fig. 6 Muestra montada en el aditamento para conformar el botón de resina, 4mm de diámetro.

Posteriormente se colocó un click de la resina en un papel de mezcla como lo indica el fabricante, se mezcló el material con una espátula de resinas de teflón y se procedió a colocarla en el orificio del aditamento, se utilizó un microbrush para introducir el cemento y así evitar burbujas en el centro de la resina, hasta llenar el orificio, después se procedió a fotopolimerizar la resina durante 20 segundos con una lámpara bluephase de ivoclar vivadent®, cuidando que la punta de la lámpara se encontrara en íntimo contacto con la muestra.



Figura 7.

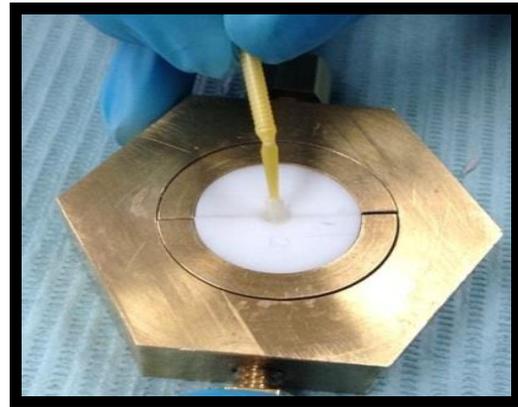


Figura 8.



Figura 9.

Fig. 7 ,8 y 9 Se colocó el cemento RelyX U200® con un microbrush y se fotopolimerizo durante 20 seg.

Se retiraron las muestras del aditamento, con una hoja de bisturí se eliminaron los excedentes. Las muestras se conservaron en un recipiente con agua desionizada, se almacenaron durante 24 horas en una estufa de temperatura controlada, a 37°C.

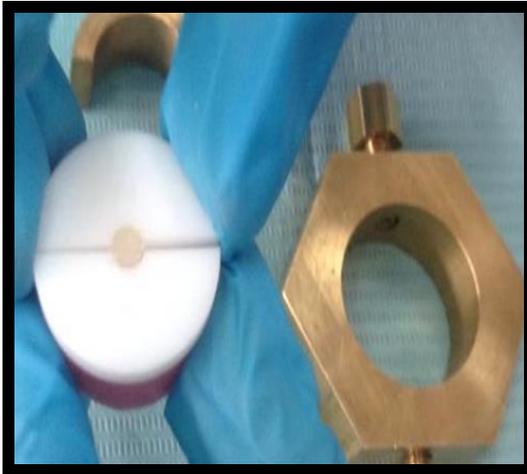


Fig. 10 y 11 Se retiró el aditamento y se obtuvo el botón de cemento de 4mm de diámetro.



Fig. 12 Se obtuvieron las muestras del grupo A RelyX U200® y se guardaron en agua bidestilada.

6.7.3 Grupo B SmartCem 2 Dentsply®.

Se secó sin desecar el espécimen dejando húmedo y brillante con papel filtro dejando caer ligeramente tocando solo la cara expuesta del diente para evitar contaminarla.

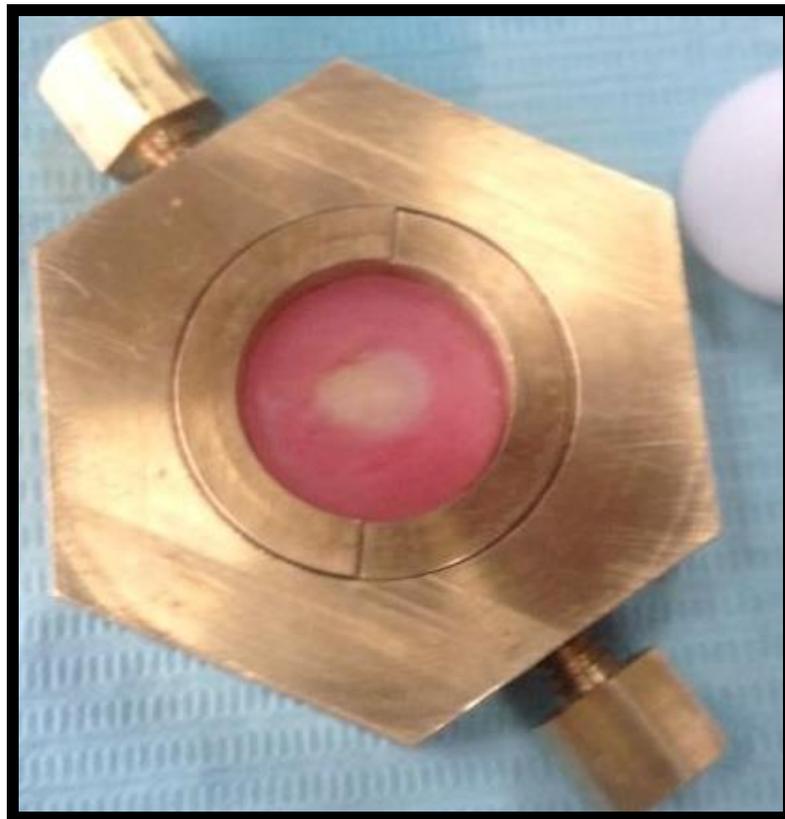


Fig. 13 Muestra montada en el aditamento para preparar el botón de resina.

Posteriormente se colocó la resina SmartCem 2 de Dentsply® como lo indica el fabricante con la punta dispensadora, directamente en el orificio del aditamento de 4mm teniendo la precaución de que este se encuentre en el centro de la dentina y se procedió a fotopolimerizar con lámpara bluephase de Ivoclar Vivadent®, con una potencia mínima de 470 nm. durante 10 segundos cuidando que la punta de la lámpara se encontrara en íntimo contacto con la muestra,



Figura 14.

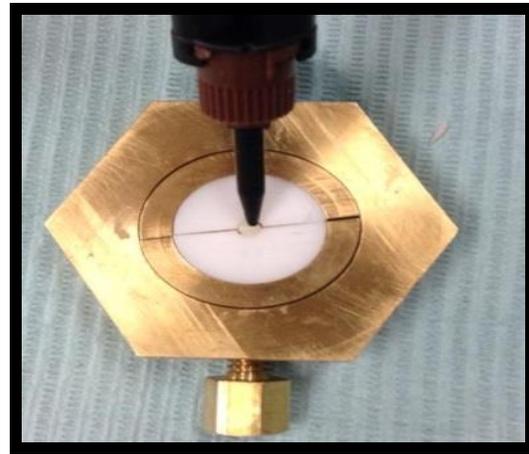


Figura 15



Figura 16.

Fig. 14 ,15 y 16 Se colocó el cemento Smart Cem® con las puntas dosificadoras y se fotopolimerizo durante 10 seg.

Se retiraron las muestras del aditamento, con una hoja de bisturí se eliminaron los excedentes. Las muestras se conservaron en un recipiente con agua desionizada, se almacenaron durante 24 horas en una estufa de temperatura controlada, a 37°C.

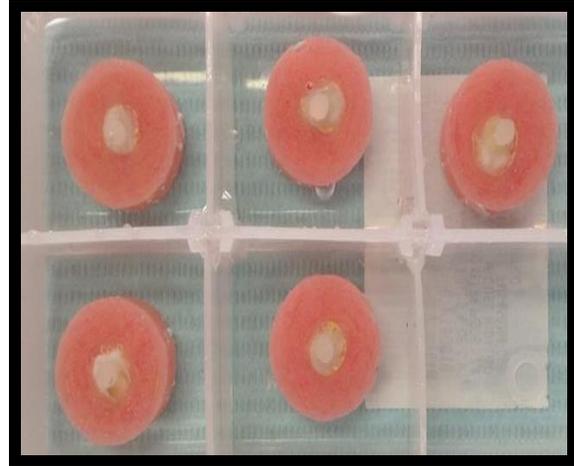


Fig. 17 y 18 Se retiró el aditamento y se obtuvo el botón de cemento de 4mm de diámetro, las muestras se guardaron en agua bidestilada.

6.7.4 Prueba de fuerza de adhesión.

Después de almacenar las muestras durante 24 horas se realizó la prueba de fuerza de adhesión por cizalla, para lo cual primero se midió el diámetro mediante un vernier digital y posteriormente se calculó el área de contacto con el diente en cada una de las muestras utilizando la siguiente formula:

$$\text{Área} = \pi \times r^2$$



Fig. 19 Se midió el diámetro de cada muestra.

Para la prueba las muestras fueron montadas en un aditamento para la prueba de cizalla en la máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 la cual se aplicó la carga a una velocidad de 1mm por minuto.

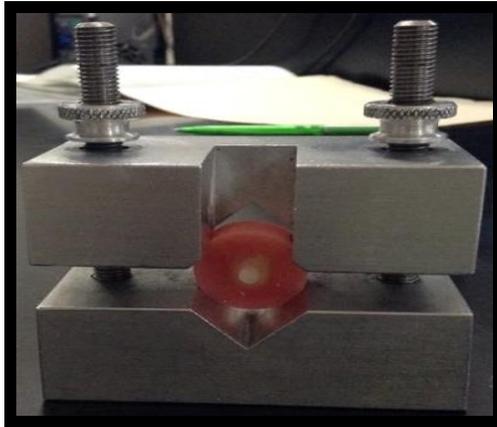


Fig. 20 y 21 Prueba montada en aditamento de soporte.

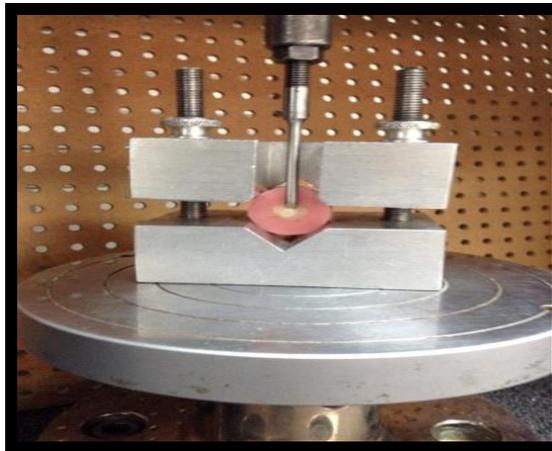


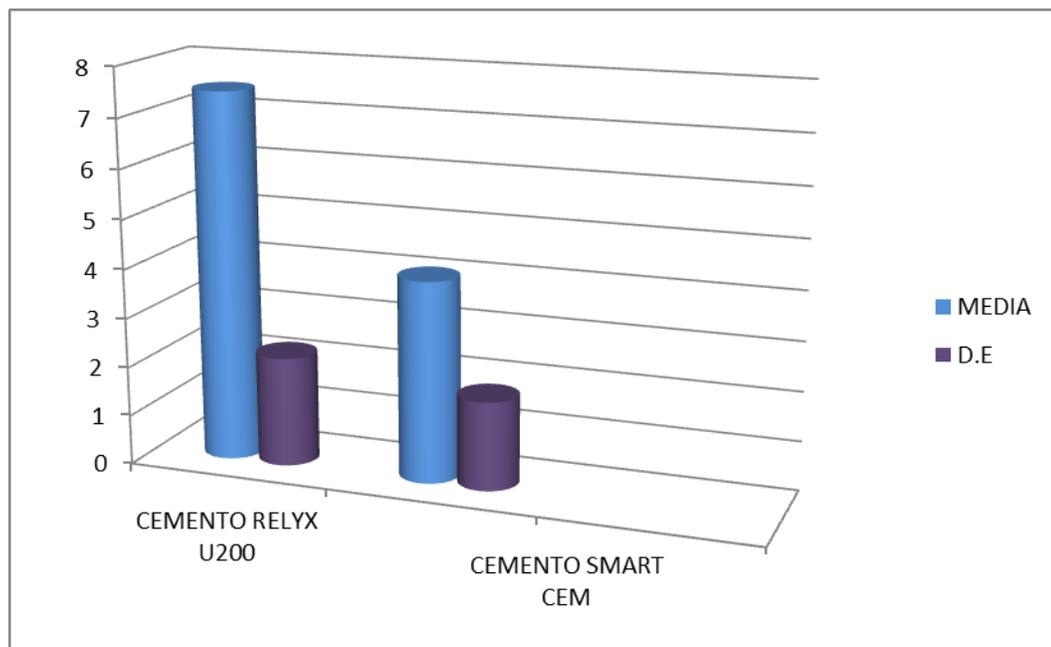
Fig. 22 Prueba de fuerza de adhesión en la INSTRON.

RESULTADOS.

Los resultados del estudio comparativo de adhesión a dentina de dos sistemas de cementos duales autoadheribles, fueron analizados con la prueba pareada de T-student con un 95% de confiabilidad y una $P = 0.685$.

Como se muestra en la gráfica 1 el grupo con mayor fuerza de adhesión a dentina fue el cemento RelyX U200 de 3M® con una media de 7.479 MPa y desviación estándar de 2.223, el grupo que presenta menor fuerza de adhesión fue el cemento Smart Cem de Dentsply® con una media de 4.067 MPa y desviación estándar de 1.796.

FUERZA DE ADHESIÓN



GRAFICA 1.



DISCUSIÓN

Los últimos estudios de sistemas de adhesión a dentina se enfocan en simplificar la técnica de cementado en un solo paso, de esta forma se ahorran componentes tales como ácido grabador y adhesivo, lo que se traduce en menor tiempo de trabajo así como evitar errores por parte del cirujano dentista, ya que la literatura menciona que en generaciones anteriores de adhesivos, se tenía que seguir un protocolo de pasos para lograr una adecuada técnica en el uso de estos sistemas adhesivos, y por olvido o distracción no se realizaba completo dicho protocolo. En la actualidad cada sistema de cementos duales autoadheribles o de un solo paso, posee características y propiedades diferentes, por lo tanto es importante que el operador siga las instrucciones del fabricante en cuanto a su manipulación, ya que si no se realiza de esta manera se corre el riesgo de alterar sus propiedades y por lo tanto el resultado que se desea obtener.

El análisis de los resultados obtenidos en este estudio, indica que existen diferencias significativas en cuanto a la fuerza de adhesión en los grupos de estudio, se observó que hubo mayor adhesión en el cemento autoadherible RelyX U200 de 3M®, en comparación con la resina Smart Cem de Dentsply®, esto nos sugiere que la resina RelyX U200 de 3M® presenta mejores resultados a la fuerza de adhesión a dentina y una mayor confiabilidad para su uso en la clínica odontológica.

En un artículo publicado por Peña, José Javier Martín menciona que los sistemas de cemento duales autoadheribles tienen menor fuerza de adhesión debido a la menor traba mecánica provocada por el barro dentinario y por el menor coeficiente de penetración de los cementos a los túbulos dentinarios.

(23)



Estudios realizados por M. Irie y colaboradores de la universidad de Okayama describen que los cementos duales autoadheribles muestran valores elevados de adhesión a dentina, que oscilan entre 15 y 20 MPa sin requerir un acondicionamiento previo de los tejidos dentales. Mencionan que los cementos duales autoadheribles se pueden comparar en resultados con los sistemas que requieren un grabado total dando resultados similares, sin embargo en este estudio los valores que se obtuvieron fueron de 7.749 para el cemento RelyX U200 de 3M® y 4.067 para el cemento Smart Cem de Denstply® en la fuerza de adhesión a dentina mostrando una diferencia entre los dos estudios. ⁽²⁴⁾

Dentro del estudio que se realizó se comprobó que el sistema con mayor fuerza de adhesión a dentina fue RelyX U200 de 3M® en comparación con Smart Cem de Denstply® con una fuerza de adhesión relativamente baja con respecto a los artículos anteriormente mencionados.

Cabe señalar que en cada estudio influirán las condiciones de humedad y temperatura en las cuales se realizaron las pruebas, así como la forma de almacenaje y manipulación de los materiales y grupos de prueba.

Es importante mencionar que estos sistemas de cementos duales autoadheribles tienen una ventaja en cuanto a la estética y facilidad de aplicación se refiere y son una buena opción para cementar restauraciones estéticas debido a la gran gama de tonos y presentaciones que existen en el mercado, y se puede lograr una buena adhesión a dentina si se tiene una buena técnica en el manejo de estos materiales.



CONCLUSIONES.

En base al estudio realizado se llegó a la conclusión, que la fuerza de adhesión del sistema de cemento dual autoadherible RelyX U200 de 3M® fue el que obtuvo mejores resultados al ser comparado con la fuerza de adhesión de Smart Cem de Denstply®. Por lo tanto nuestra hipótesis verdadera fue aceptada debido a que si existen diferencias significativas entre los dos sistemas, se observa fuerza de adhesión relativamente baja, esto nos lleva a concluir que en la práctica odontológica el cirujano dentista debe tener mayor cuidado en el momento de realizar las preparaciones protésicas, además de tener la limpieza y el acondicionamiento de la dentina adecuados para mejorar la calidad de la adhesión.

Es importante saber que estos sistemas de cementos duales autoadheribles si aportan un menor tiempo de trabajo en el consultorio dental debido a que son cementos que solo requieren un paso, sin embargo es de vital importancia mencionar que no tiene una alta fuerza de adhesión a dentina.

Este estudio también indica que los sistemas recientes de adhesión de un solo paso y con menos componentes para su aplicación aun resultan deficientes.

Es fundamental mantener una constante actualización sobre los nuevos productos que aumentan las opciones de tratamiento, y considerar que para una buena elección es necesario basarse en la investigación realizada sobre los nuevos productos que existen en el mercado.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Macchi R.L. Materiales Dentales. 4ª edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2009. Pp. 42-46.
2. Cova J.L. Biomateriales Dentales. 2ª edición. México: Amolca, 2010. Pp. 193-211, 232-264.
3. Steenbecke O. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. 1ª edición. Valparaíso Chile: editorial Universidad del Valparaíso, 2006 Pp. 285-350.
4. Pashley D, Tay F, Breschic L, Tjaderhene L, Carvalho R, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. Dental Materiales 2011; 27: 1-16.
5. Pelin I, Piednoir A, Machon D, Farge P, Pirat C, Ramos S. Adhesion forces between AFM tips and superficial dentin surfaces. Journal of Colloid and Interface Science 2012; 376: 262-268.
6. Anusavice K.J. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. 11ª edición. Madrid España: Elsevier, 2004. Pp. 23-26, 34-40, 210-253, 381-394, 399-400.
7. Joubert R. Odontología adhesiva y estética. 1ª edición. Madrid: Ripiano, 2010. Pp. 11-72.
8. Craig R. Materiales de odontología restauradora. 10ª edición. España: Harcourt Brace, 1998. Pp. 244-270.



9. Parra. M. Sistemas adhesivos autograbadores, resistencia de unión y nanofiltración: una Revisión. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia - Vol. 24 N° 1 - Segundo semestre, 2012.
10. Gómez. M^a. E. Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental. 3^a. edición. México: Editorial Médica Panamericana, 2009. Pp. 256-259.
11. Cate A.R. Histología Oral. 2^a.edición. Cd. México: Editorial Médica Panamericana, 1986. Pp. 207-218.
12. Henostroza G. Adhesión en Odontología Restauradora. 3^a. edición. Brasil: Editora Maio, 2003. Pp. 53-63, 119-134, 258.
13. Cuevas Suárez C.E. Resina polimerizada por apertura de anillos, nueva posibilidad de material compuesto en odontología. Tesis de Licenciatura. Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. México, 2010. Pp. 15-19.
14. Rodríguez G. Douglas R. Pereira S. Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontología Venezolana- Volumen 46 N° 3/2008.
15. Ruiz J.M. Ceballos L. Fuentes M.V. Osorio R. Toledano M. García F. Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos. Avances en Odontoestomatología- Volumen 19 N° 6/2003.
16. Kaplan A.E. Correlación entre la morfología del relleno y la cantidad de relleno cerámico en peso de composites directos. SAIO. 2011.



-
17. Ulloa A.M. Viscosidad de las resinas compuestas y su influencia en la microfiltración de las restauraciones clase V. Tesis de licenciatura. Universidad de Inca Garcilaso de la Vega. Lima Perú, 2010. Pp. 33-46.
 18. Castillo A. Evaluación de la resistencia flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (ultradent), con el uso uno de materiales resinosos entre capas de resina. Tesis de licenciatura. Universidad San Fransisco de Quito. 201. Pp. 10-12.
 19. Ferracane J. Resin composite- State of THE ART. Dental Materials 2011; 69: 76-82.
 20. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone A. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. Dental Materials 2011; 27: 1221-1228.
 21. Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana 2008; 46: 1-19.
 22. Barceló F.H. Materiales Dentales: conocimientos básicos aplicados. 1ª. edición. México: Trillas, 2003. Pp. 62.
 23. José P, Resistencia adhesiva de dos agentes de fijación a base de resinas, Facultad de Odontología Uncuyo. 2009
 24. Irie M, Suzuki K, Windmuller B, Effect of One-day Storage on Marginal Gap of Composite Inlays, J. Dent. Res. 81, 2008. A-415.
 25. Ficha técnica RelyX U200 de 3M. ®
 26. Ficha técnica SmartCem 2. De Denstpy. ®