



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FUERZA DE
ADHESIÓN DE DOS RESINAS CON DIFERENTE
MATERIAL DE RELLENO.

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:

ERIKA PENÉLOPE VELÁZQUEZ MAYA

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



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.



AGRADECIMIENTOS.

A mi papá Rogelio Velázquez, que me ha enseñado que querer es poder, a nunca rendirme, a luchar por mis objetivos, siempre me has motivado y has tenido las palabras exactas, sin tu ayuda jamás lo hubiera logrado. Eres mi gran ejemplo.

A mi mamá Diana Maya, que es mi ejemplo a seguir, excelente mujer y amiga, que siempre me apoyo en las buenas y en las malas. Siempre creíste en mí. Supiste motivarme cuando creí que no podía lograrlo. A ti debo que hoy este cumpliendo esto uno de mis tantos sueños. Todo esto es por ti, para ti, gracias a ti.

A mi men, mi orgullo, Oscar por que en ti he visto lo que es pasión y dedicación a lo que se quiere, te admiro mucho y he aprendido demasiado de ti, te quiero be, eres un excelente y gran hermano.

Ustedes son mi motivación a los que les dedico este trabajo, jamás podre acabar de expresar todo lo que son y representan en mi vida, gracias a ustedes lo hemos logrado. Los amo.

A mis abuelos que siempre estuvieron pendientes de mi trayectoria universitaria gracias por estar presentes. A mis tíos y tías, por todo lo que aportaron para que hoy culminara una etapa de muchas. A mis primos y primas por estar presentes y alertas de todo lo que sucedía conmigo.

A mi angelote que siempre me ha cuidado y no me ha dejado sola, te extraño, siempre estas presente.



A Salvador Aguilar Guadalajara que me has visto crecer como persona, tus consejos y tus ganas de triunfar son una motivación para mí, me haces muy feliz, love ya !

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra por su tiempo y valiosa aportación en la elaboración de este trabajo.

A mis amigas por esos buenos momentos, por todas sus burradas, consejos, buenos y malos momentos, gracias por su amistad y apoyo en mi vida y en mi carrera.

A los grandes maestros que conocí en el Seminario de Materiales Dentales, por su tiempo y enseñanza, Mtro Jaime Gonzalez Orea, Mtro J Mario Palma, C.D Arcadio Barrón y Zavala y a mi tutor Mtro Jorge Guerrero Ibarra.

Y a mi Universidad Nacional Autónoma de México por formarme como persona y profesional, eternamente agradecida.

A todos los académicos, a mis pacientes, a las enfermeras, bibliotecarios, laboratoristas, intendentes, etc. A los que hacen que la Facultad de Odontología funcione.



Índice.

1. INTRODUCCIÓN.....	7
2. ANTECEDENTES	
2.1 Esmalte.....	9
2.2 Dentina.....	10
3. ADHESIÓN.....	11
3.1 Principios generales de la adhesión.....	12
3.2 Adhesión a estructuras dentales.....	12
3.3 Adhesión a esmalte.....	14
3.4 Adhesión a dentina.....	15
3.5 Imprimador dentinario.....	17
4. ADHESIVOS	
4.1 Definición de adhesivo.....	18
4.2 Generalidades de adhesivo.....	18
4.3 Evolución de los adhesivos.....	18
4.3.1 Primera generación.....	19
4.3.2 Segunda generación.....	19
4.3.3 Tercera generación.....	20
4.3.4 Cuarta generación.....	20
4.3.5 Quinta generación.....	21
4.3.6 Sexta generación.....	21
4.3.7 Séptima generación.....	22
5. RESINAS.....	23
5.1 Historia de las resinas.....	23
5.2 Clasificación de resinas.....	23
5.3 Resinas de macrorrelleno o convencionales.....	26
5.4 Resinas de microrrelleno.....	26
5.5 Resinas híbridas.....	26
5.6 Híbridas modernas.....	27



5.7 Resinas de nanorrelleno.....	27
5.8 Clasificación de acuerdo a la consistencia.....	28
5.9 Propiedades de resinas compuestas.....	29
5.9.1 Resistencia al desgaste.....	29
5.9.2 Resistencia a la fractura.....	29
5.9.3 Resistencia a la compresión y a la tracción.....	30
5.9.4 Textura superficial.....	30
5.9.5 Coeficiente de expansión térmica.....	30
5.9.6 Sorción acuosa (adsorción y absorción) y expansión higroscópica.....	30
5.9.7 Modulo de elasticidad.....	31
5.9.8 Estabilidad de color.....	31
5.9.9 Radiopacidad.....	32
6. RESINAS USADAS EN EL ESTUDIO.....	33
6.1 Tetric Ceram.....	33
6.2 IPS Empress Direct.....	33
6.3 Adhesivo Excite.....	34
7. DISEÑO EXPERIMENTAL.....	37
7.1 Planteamiento del problema.....	37
7.2 Justificación del estudio.....	39
7.3 Objetivo general.....	40
7.4 Objetivo específico.....	40
7.5 Hipótesis de trabajo.....	41
7.6 Hipótesis nula.....	41
8. METODOLOGÍA.....	42
8.1 Criterio de inclusión.....	42
8.2 Criterio de exclusión.....	42
8.3 Variable dependiente.....	43
8.4 Variable independiente.....	43
8.5 Material y equipo.....	44



8.6 Muestreo.....	45
8.7 Método.....	45
8.7.1 Preparación de muestras para prueba de adhesión.....	47
8.7.2 Grupo 1.....	47
8.7.3 Grupo 2.....	50
8.7.4 Prueba de fuerza de adhesión.....	50
9. RESULTADOS.....	53
10. CONCLUSIONES.....	54
11. ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS.....	55



1. INTRODUCCIÓN.

Las resinas compuestas son muy utilizadas en los diferentes tratamientos de restauración por el odontólogo; para llevar a cabo este tratamiento es importante seguir una técnica para acondicionar el esmalte y la dentina, la cual cambia dependiendo del número de pasos que tenga el sistema, utilizando grabado ácido, y actuales adhesivos que han tenido un importante cambio para facilitar y efectuar restauraciones adecuadas desde el punto biológico, estético y funcional tanto en dientes anteriores como posteriores.

Actualmente la importancia de la estética dental es percibida por el odontólogo con mucha más fuerza, la demanda del paciente en cuanto a los tratamientos estéticos también ha aumentado hoy en día, tanto el paciente como el profesional exigen estética.

Atrás están quedando materiales como la amalgama usada por un periodo largo en el campo de la odontología, el uso de las amalgamas en dientes posteriores debe ser más estudiado, sin embargo, la estética conseguida con las resinas compuestas y las mejoras que estas han tenido en cuanto a propiedades físicas y mecánicas ayudan a que esta tendencia sea más rápida.

Las resinas han ido modificando el tamaño y forma del relleno. Y pueden clasificarse de acuerdo con el tamaño de partícula:

Resinas compuestas que aparecieron primeramente ya están en desuso, así como las resinas compuestas de partícula pequeña que en su composición tenían cuarzo y vidrio también están en desuso. Actualmente son utilizadas las resinas híbridas con relleno de vidrio, micro híbridas con un relleno de vidrio más sílice, los microrrellenos (sílice coloidal) y nanorrellenos.



Recientemente la nanotecnología ha hecho posible reducir aún más el tamaño de las partículas de relleno, hasta alcanzar dimensiones nanométricas.

Por estos cambios en sus características de las resinas tenemos como objetivo verificar la fuerza de adhesión de una resina de nanorrelleno a estructura dentinaria.



2. ANTECEDENTES.

2.1 Esmalte.

El esmalte es el tejido más duro del organismo, debido a que estructuralmente; está constituido por millones de prismas o varillas muy mineralizadas, que lo recorre en todo su espesor. La dureza del esmalte se debe a que posee un porcentaje muy elevado (96%) de matriz inorgánica microcristalina, un 3% de agua y un contenido muy bajo (0,361) de matriz inorgánica. (1)

Su contenido mineral es representado básicamente por la hidroxiapatita que se encuentra en forma de cristales dispuestos de manera muy organizada horizontal en forma de barra, constituyendo unidades estructurales denominadas prismas. El diámetro puede llegar a ser de 5 μm . En la región periférica de las barras, encontramos otra porción denominada región interprismática, complementando la estructura cristalina del esmalte. Lo que diferencia esas dos regiones es simplemente la orientación y disposición de los cristales de hidroxiapatita. Mientras en la región de los prismas buscan seguir su largo eje, en la región interprismática hay una inclinación progresiva de esos cristales hasta encontrarse con otros cristales de otros prismas, formando una especie de depresión denominada de vaina. Esas diferentes orientaciones de los cristales durante el acondicionamiento ácido, forman salientes y depresiones que facilitan la microrretención de los sistemas adhesivos. (2)

El componente orgánico más importante es de naturaleza proteica (no colágeno) y constituye un sistema complejo de multiagregados polipeptídicos, proteínas séricas, enzimas. (metaloproteinasas y proteinasas de serina)(1)

2.2 Dentina.

La dentina es un tejido heterogéneo en su composición y morfología, cuando es comparado con el esmalte, es constituido por cerca del 70% de contenido inorgánico, el 18% de contenido orgánico y el 12% de agua. El tejido se caracteriza morfológicamente por una red de túbulos que se extienden desde la cámara pulpar hasta la unión amelodentinaria. Esos túbulos pueden ramificarse y poseen ligaciones entre sí, denominadas canalículos. En el interior de los túbulos se alojan los prolongamientos de los odontoblastos. Esto confiere a la dentina, humedad intrínseca, que influye mucho en los procedimientos adhesivos. (1)

Los túbulos de la dentina coronaria siguen un trayecto doblemente curvo, en forma de “s” itálica; la curva más extensa de dicha S es de convexidad coronaria y la más interna, de convexidad apical. En las zonas cúspides el trayecto es prácticamente rectilíneo. (2)

La dentina se divide en dentina peritubular referente a la porción que envuelve a los túbulos, y dentina intertubular que se refiere a la dentina que se localiza entre los túbulos. La dentina peritubular posee mayor contenido inorgánico cuando es comparada a la intertubular. Además, el número de túbulos por mm^2 y sus diámetros se alteran según su localización: cerca de la unión amelodentinaria su diámetro es de $1.0 \mu\text{m}$ y su número de túbulos aproximadamente de $20,000/\text{mm}^2$, mientras que cerca de la pulpa ese número pasa a $45,000/\text{mm}^2$ con diámetro de $2.5 \mu\text{m}$.

Podemos observar que inúmeros factores inherentes al tejido dentario pueden influenciar los procedimientos adhesivos. El contenido mineral, la disposición de los túbulos, la profundidad de la dentina en la cual se está trabajando, la vitalidad pulpar, la humedad presente y condición de ese sustrato.(1)



3. ADHESIÓN

La palabra adhesión proviene del latín adhaerere, formada por: ad (para) Y haerere (pegarse).

Cuando dos sustancias se ponen en contacto, las moléculas de una se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra. Esta fuerza se denomina adhesión, cuando se atraen en diferentes moléculas.⁽³⁾

Los átomos de un sólido tienden a formar uniones con otros átomos próximos a la superficie y reducen la energía superficial del sólido. La energía superficial, es la energía que se necesita para poder romper los enlaces presentes de tipo intermolecular, hecho que da en una superficie. Cuando hablamos de la física de un sólido, las superficies tienen que ser intrínsecamente poco favorables energéticamente hablando con respecto de la masa. Así, podemos definir como la ganancia de energía en la superficie de un material.⁽²⁵⁾

Existen dos tipos de adhesión.

- Fuerza física de adhesión: las fuerzas de Van der Waals, unión hidrogeno.
- Fuerza química de adhesión: unión química con el tejido del diente son:
- Iónica: atracción entre iones opuestos cargados.
- Covalente: unión formada por compartimiento de electrones.
- Retención mecánica: es el enlace mecánico de adhesión en superficies irregulares .⁽⁴⁾

Al medir el ángulo de contacto entre el adhesivo y el adherente se puede determinar hasta qué punto un adhesivo humecta la superficie de un



adherente. El ángulo de contacto es el que se forma en la interface de un adhesivo y el adherente. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por el adherente tanto o más de lo que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido, por lo tanto la fuerza de adhesión son más fuertes.⁽³⁾

3.1 Principios generales de adhesión.

Para que la adhesión se lleve a cabo es necesario que el adhesivo se ponga en íntimo contacto con la superficie, esto depende de una serie de principios fundamentales como son:

- Tensión superficial baja, que es la fuerza de atracción que tienen los átomos hacia el centro del material en los líquidos. La tensión superficial del adhesivo debe ser igual o menor que la del sustrato.
- Energía superficial alta del sustrato a unir, se refiere a la fuerza de atracción de los átomos de la superficie.
- Capacidad de Mojado, es la habilidad que tiene un líquido de humectar el material, el mojado del adhesivo, depende de su viscosidad. El ángulo de contacto que forma entre la superficie de la gota del adhesivo y la superficie del adherente sobre la cual descansa, y es la capacidad del adhesivo para mojar la superficie.

3.2 Adhesión a estructuras dentales.

La adhesión es uno de los parámetros importantes que inciden en el resultado final de las resinas, en virtud de que con ello se podría compensar el efecto de la contracción de polimerización del sellado de las mismas. Es por ello que a través del tiempo se han ido desarrollando y/ o modificando



técnicas adhesivas con el objeto de optimizar su resultado. Es así como nacen las técnicas de hibridación.

Los mayores problemas asociados con la unión a las superficies dentarias son la eliminación inadecuada de los restos del grabado y la contaminación por agua o saliva. Los componentes inorgánicos de la estructura dental tienen gran afinidad por el agua. La eliminación total del agua requerirá calentar el esmalte y la dentina a una temperatura inaceptable. Esto significa que un diente no se puede secar de manera segura a temperatura bucal con los dispositivos o agentes que están actualmente a disposición del dentista. Sería aceptable la presencia de una mono capa de agua en la superficie de la cavidad preparada. Esta capa de agua reduce la energía superficial, y puede disminuir la humectación de la superficie dental grabada por el material adhesivo de la restauración.

La unión adhesiva depende de la energía de superficie y la humectabilidad del adherente por el adhesivo. Este es uno de los temas más importantes en la adhesión, que trata de la superficie libre de la energía y depende de la rugosidad de la superficie, la ondulación y la composición química.⁽¹²⁾

La adhesión de materiales de resina a la dentina, se basa en la impregnación del adhesivo en la zona de la dentina previamente grabada. La técnica de hibridación consiste en realizar el acondicionamiento de las estructuras dentarias con ácido fosfórico, para posteriormente aplicar el sistema adhesivo, compuesto por un agente imprimante y un adhesivo., esta superficie descalcificada entra en contacto con la zona de las fibrillas de colágeno expuestas. Los cuales se unen micromecánicamente a las microporosidades generadas en el esmalte y a las fibras de colágena de la dentina que queda sin sustento mineral trabándose allí, y dando origen a la denominada capa híbrida. Cuando las fibras de colágeno no son completamente impregnadas con el adhesivo, no se forma correctamente la capa híbrida, por este proceso puede existir una interface. La interface entre

resina y dentina puede contribuir a la reducción en la fuerza de adhesión, así como en la filtración debido a la interface que se crea.^(13,14,16)

Además, el fluido se intercambia a través de ciertos componentes del diente. El adhesivo dental debe desplazar al agua, reaccionado con ella y humectando la superficie de manera más efectiva dentro de la estructura dental. ⁽³⁾

3.3 Adhesión a esmalte.

La porción orgánica del esmalte es básicamente de naturaleza proteica, pero no de origen colágena, lo que la distingue de otros tejidos mineralizados que normalmente son de naturaleza conjuntiva. Entre esas proteínas se destacan las amelogeninas y las no amelogeninas, que pueden ser representadas por las enamelinas y las glicoproteínas.

El acondicionamiento con ácidos fosfórico, lleva a la formación de irregularidades en la superficie del esmalte, debido a la disolución selectiva de la estructura con un aumento significativo del área para la adhesión.

Cuando se realiza el acondicionamiento ácido en esmalte, la energía de superficie del tejido aumenta.

El núcleo del prisma del esmalte se disuelve con el grabado ácido dejando una superficie parecida a un panel de sustancias interprismáticas. Este panel aumenta el área de superficie en la que la resina puede correr y polimerizar, acrecentando la retención mecánica del material. El pH bajo del agente grabador también hace que la superficie del esmalte sea mas humectable y permite que pueda correr más el material entre los poros del panel.

Phillips cree que la humectación y la formación de apéndices se pueden reducir, en las resinas compuestas si se les compara con resinas acrílicas, debido al más alto contenido de relleno.⁽³⁾

Retief cree que debe evitarse dentro de lo posible el desgaste de la dentina, ya que puede causar ciertas respuestas pulpares.



No se produce adhesión mecánica, ni aún con grabado ácido. El proceso de este grabado asegura una excelente unión mecánica a las superficies del esmalte, debido al área superficial aumentada y a la capacidad de mojamiento. (2)

3.4 Adhesión a dentina.

La naturaleza de la dentina permite que se produzca la adhesión ya que los ácidos disuelven selectivamente la matriz mineralizada, pero no la raíz de colágeno de su interior. Por lo tanto la mayoría de los agentes de adhesión de la dentina intentan penetrar en la matriz orgánica de colágeno no disuelta. Además, la dentina tiene aproximadamente 12% de su peso en agua, algo importante, ya que muchos materiales de resina para restauración son hidrofóbicos y deben tener un diseño que les permita humedecer la dentina a la hora de adherirse con éxito a esta estructura.(3)

La capa de desechos dentinarios contiene cristales de hidroxiapatita y colágeno parcialmente desnaturalizado, que se desprende de la dentina fundamental. Esta oscila generalmente entre 1 y 5 micrones de espesor. Aunque la capa es porosa reduce dramáticamente el fluido en los túbulos dentinarios. Esta capa produce un campo seco para la adhesión, y fue la superficie a la cual se adhirieron la mayoría de los primeros adhesivos dentinarios. Desafortunadamente, la capa de desechos se adhiere débilmente a la dentina sana subyacente, por lo tanto, tensiones muy pequeñas la desprenden. (4)

Los sistemas adhesivos actualmente están considerados materiales fundamentales para la confección de restauraciones. La dentina requiere materiales astringentes para la remoción de tejido, el grabado ácido implementado por Buonocore produjo a través de la creación o establecimiento de una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, mediante el uso de ácido grabador, en esmalte. Mientras que en



dentina es un proceso dinámico ya que por su alto contenido de agua, requiere astringentes para crear una serie de modificaciones en la dentina que permitirá uniones fuertes con el material restaurador. La adhesión debe plantearse de manera diferente, según el substrato sobre el que queramos adherir, y también el adhesivo, debe cumplir diferentes requisitos en función de las características del primero, son agentes de unión entre dentina y restauración. (15,16,17)

El adhesivo es básicamente formado por una resina líquida a base de BIS-GMA que tiene por función el llenado de los poros localizados entre las fibrillas de colágeno o selladuras de los túbulos dentinarios formando los llamados tags, constituyendo la capa híbrida y así la resina pueda unirse al diente.(2)

Los actuales sistemas que tenemos disponibles en el mercado presentan dos métodos con relación al acondicionamiento dentinario: la eliminación del “lodo dentinario” o la incorporación en el propio sistema. En el primer caso, la idea principal es remover la capa de “lodo”, una vez que presenta bajas resistencias cohesivas (resistencia interna) y de adhesión con la dentina subyacente. Esto se realiza a través de la utilización de ácido fosfórico, en concentraciones del 37% por un periodo de 15 segundos. Además, esa aplicación resulta en la desmineralización superficial de la dentina, exponiendo fibrillas de colágena y liberando los conductos dentinarios, lo que aumenta la permeabilidad del tejido, el éxito de la unión depende de la capacidad de penetración del adhesivo en ese colágeno expuesto, formando así la capa híbrida.

3.5. Imprimador dentinario.

En 1955 Michael Buonocore, grabo el esmalte con ácidos y colocó material acrílico de restauración sobre las rugosidades micromecánicas de la superficie creada. El monómero de la resina acrílica mojaba la superficie grabada, se introducía en los defectos de grabado y originaba unas prolongaciones de resina. (3)

El grabado ácido del esmalte es una de las formas más efectivas de mejorar la adhesión mecánica y asegurar los defectos de sellado entre las fases. Este procedimiento ha permitido extender el uso de los materiales de restauración a base de resina debido a que proporciona una unión fuerte entre el esmalte y la resina. Sin la adhesión micromecánica, las resinas compuestas no serían capaces de resistir la penetración marginal y por tanto, se producirían filtraciones de los fluidos hacia las zonas adyacentes a estas restauraciones.

El esmalte grabado tiene una mayor energía superficial, lo que asegura que la resina moja rápidamente la superficie y penetra dentro de las microporosidades. Se han empleado un gran número de ácidos para lograr una microporosidad adecuada. De ellos, el agente de grabado de elección ha sido el ácido fosfórico a una concentración del 37%. La fuerza de adhesión del esmalte grabado oscila entre los 15 y 25 MPa en función de la resina. (2,3)

El acondicionamiento con ácido fosfórico resulta, entre otras cosas, en un aumento de permeabilidad en la dentina a través de la desobstrucción de los conductos dentinarios. Estos dejan el medio más compatible al recibimiento del adhesivo, una vez que también presentan un componente más hidrofóbico, esos componentes son llevados al interior de la dentina a través de solventes orgánicos. Los solventes también tienen por función realizar la evaporación del exceso de agua presente en la dentina. Esos solventes pueden ser agua, alcohol, acetona, o la mezcla de ellos.



4. ADHESIVOS.

4.1. Definición de adhesivo.

Cualquier sustancia, orgánica o inorgánica, natural o sintética, capaz de unir otras sustancias por contacto superficial. (3, 4)

4.2. Generalidades de los adhesivos.

Viscosidad: un adhesivo debe tener baja viscosidad cuando se aplica, de tal manera que sea capaz de adaptarse rápidamente y penetrar dentro de irregularidades de la superficie.

Contracción a la polimerización: el endurecimiento del adhesivo usualmente involucra contracción. Debido a que el adhesivo es comprimido dentro del sustrato se forman tensiones dentro de la unión.

Espesor de adhesivo las capas gruesas de adhesivos dan uniones más débiles. Esto se debe a las imperfecciones o irregularidades de las capas gruesas

4.3. Evolución de adhesivos.

En el tratamiento restaurador de los dientes, en la actualidad se lleva a cabo, gracias a la interacción entre el material restaurador y la estructura dentaria, mediante el uso de un sistema adhesivo, lo que permite que tanto mecánica, biológica, y funcionalmente el diente y su material restaurador funcionen como una unidad. Esta unidad desde el punto de vista adhesivo, responde a una serie de técnicas y materiales que se han ido desarrollando, de forma muy diferente, a lo largo de la Historia de la Odontología. (18)

El comienzo real de la Odontología Adhesiva, tuvo lugar en 1955 con Michael Buonocore que fue el primero en describir el efecto sobre el esmalte con la aplicación de una solución ácida, lo que consigue una superficie porosa e irregular, capaz de ser mojada y penetrada por una resina líquida, de baja viscosidad, que moja la superficie de los poros e irregularidades creadas por la disolución de los prismas de esmalte.

Al hallazgo de Buonocore, se sumó Bowen con la obtención de una resina capaz de adherirse al diente grabado con ácido. Dicha "molécula de Bowen" es el bis fenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA).⁽¹⁸⁾

4.3.1 Primera generación.

En la década de los cincuenta, aparece el primer adhesivo, desarrollado por **Hagger** este tenía como nombre SEVRITION, y cuya composición era la del ácido glicerofosfóricodimetacrilato. La unión era inestable, ya que se descomponía en un medio húmedo, su adhesión a esmalte era alta debido a su buena unión con la estructura microcristalina del esmalte, pero la adhesión hacia la dentina era muy baja, no mayor a 2MPa.⁽²³⁾

La unión se daba por la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina; si bien había penetración tubular, esta contribuía poco a la retención de la restauración. Estos adhesivos se indicaban para cavidades clase III pequeñas donde existiera retención. Las causas se atribuyen a las pobres propiedades de humectación, lo que reduce la superficie disponible para la unión con la resina compuesta⁽²³⁾

4.3.2. Segunda generación

Al comienzo de los 70 se desarrolló una 2ª generación. Estos productos intentaban usar la capa residual (barrillo dentinario) como sustrato para la adhesión, pero la fuerza de adhesión hacia la dentina de esta generación era



muy débil. El promedio de resistencia a la adhesión fue de 2 a 7 MPa ⁽²¹⁾ esta baja resistencia hacia necesaria la preparación de cavidades retentivas.

4.3.3. Tercera generación

Al final de los años 80 aparecieron dos sistemas de doble componente: iniciador y adhesivo. Por las mejoras notables que estos agentes de unión presentaban se les clasifico como 3^o generación, disminuyo la necesidad de preparaciones cavitarias con retención. El incremento de la fuerza de adhesión a la dentina era de 8-15MPa.

Existe una notable disminución de sensibilidad post-operatoria. Fue la primera generación en adherirse no solamente a la estructura dental sino también a metales y cerámica. ^(23,21)

4.3.4. Cuarta generación

Los adhesivos de cuarta generación son probablemente los que más se acercan a un adhesivo dentinario ideal. Se simplificaron los procedimientos clínicos para simultanear el grabado de la superficie de esmalte y el acondicionamiento de la dentina (grabado total). Esta técnica de grabado total mejoro también la fuerza de adhesión a la dentina. Este concepto propuesto por **Nakabayashi**, consistía en “la difusión e impregnación de resinas dentro del sustrato de la dentina parcialmente descalcificada, seguida por polimerización creando una capa hibrida de resina reforzada.” Los adhesivos de cuarta generación se basan en la hidratación de la dentina como un parámetro de adhesión efectiva. ⁽²³⁾

Craig refiere que la mayoría de las técnicas involucran el grabado total iniciado por **Fusayama** en 1979, este remueve el lodo dentinario, aumentando la permeabilidad de los túbulos y descalcifica la dentina peritubular e intertubular. ⁽²¹⁾



Luego del grabado ácido se aplica un adhesivo que contiene monómeros de resina hidrofílica. Las moléculas del adhesivo como el HEMA contiene dos grupos funcionales: grupo hidrofóbico que tiene afinidad con la resina y un grupo hidrofílico con afinidad a la superficie dentinaria. El adhesivo humecta y penetra la red de colágena y aumenta la energía superficial, el adhesivo se aplica y penetra a la resina, copolimerizando con el adhesivo, para formar una capa entremezclada con resina y colágeno llamada capa híbrida, indica **Barrancos** .(26)

4.3.5. Quinta generación

Los adhesivos de quinta generación son esencialmente una modificación de los materiales de cuarta generación. Son sistemas de un solo frasco. La fuerza de adhesión a la dentina está en un rango de 20 a 25 MPa. No precisan ninguna preparación y permiten una aplicación clínica más sencilla y rápida.

Su principio de acción es la hibridación de la dentina y el uso de la humedad residual para el efecto de penetración de la resina en la dentina, puede requerir múltiples aplicaciones para una adhesión exitosa. La presencia de agua en el sustrato dentario se vuelve necesaria ya que ayuda a estabilizar la superficie desmineralizada de la dentina y evita el colapso de las fibras de colágeno. La sensibilidad postoperatoria se redujo notoriamente. (20,22,24)

4.3.6. Sexta generación

Los odontólogos y los investigadores tratan de eliminar el paso del grabado ácido, o de incluirlo químicamente dentro de algún otro paso, estos adhesivos aparecen a mediados de los 90. No necesita grabado, al menos en la superficie de la dentina. Si bien esta generación no ha sido aceptada, hay un número de adhesivos dentales presentados en el año 2000 en



adelante, que están diseñados para eliminar el paso de grabado. Estos productos tienen un acondicionador de la dentina entre sus componentes; el tratamiento ácido de la dentina se auto limita y los productos del proceso se incorporan permanentemente a la interface restauración-diente.

La adhesión a la dentina es de 18 a 25 MPa, se sostiene con el transcurso del tiempo.⁽²⁰⁾

4.3.7. Séptima generación

Un nuevo sistema simplificado de adhesión recientemente introducido al mercado es el primer representante de la 7ª generación de materiales adhesivos que tiene una adhesión de 18 a 25 MPa. La diferencia entre la 6ª y la 7ª generación se reduce a un sistema de un solo componente y un solo frasco. Tanto los adhesivos de 6ª como los de 7ª generación ofrecen el autograbado y el autoiniciado, con esto los dentistas obtienen poca o nula sensibilidad postoperatoria.



5. RESINAS.

5.1 Historia de las resinas.

En 1938, **Castan** desarrollo una resina epoxídica, que es la base de las resinas actuales. 1948 en Inglaterra **Leader** presento una técnica de aplicación gradual por capas que incluían una resina acrílica autopolimerizable. En 1950 aparecen los materiales de relleno acrílicos que contenían un relleno de vidrio de silicato de aluminio.

En 1962 **Rafael Bowen** sintetizo una nueva molécula, un dimetacrilato conocido como bis-GMA. El bis-GMA es un producto de la reacción del bis fenol A y un glicidil metacrilato que poseía un mayor peso molecular que los monómeros de resinas acrílicas. A estas se les agregaron una partícula de relleno inorgánico, las que fueron tratadas superficialmente con un vinil silano con el fin de permitir una buena unión entre ambas partes.

De esta forma se lograba disminuir la contracción de polimerización, el alto coeficiente de expansión térmica y la baja resistencia mecánica, todas estas propiedades atribuidas a las resinas acrílicas. ^(3,5)

En 1972 se desarrollaron resinas que polimerizaban con luz ultravioleta.

Las resinas han experimentado un continuo desarrollo, pero siguen siendo muy parecidos al producto original creado por Bowen. No obstante se han introducido muchas mejoras en la composición de las resinas y los rellenos. En general, se ha tendido a reducir el tamaño de las partículas de relleno y a mejorar su distribución, para potenciar sus propiedades físicas. ⁽⁶⁾

5.2. Clasificación de resinas.

Generalmente, la matriz resinosa está constituida por Bis-GMA, UDMA o monómeros epoxídica. Estos componentes orgánicos son, desde el punto de



vista químico, la parte activa de las resinas compuestas, pues son estos monómeros los que van a establecer las ligaduras cruzadas en el momento de la polimerización y así otorgar resistencia al material. Debido a su alto peso molecular, el Bis-GMA y el UDMA son muy viscosos a temperatura ambiente, lo que dificulta la incorporación de relleno a la matriz resinosa. Para superar este problema los fabricantes agregan diluyentes a base de dimetacrilatos, para que el material sea más fluido a la hora de usarlo.

Los principales diluyentes son: el TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) y el EDMA (dimetacrilato de etileno). La incorporación de estos diluyentes aumenta la contracción de la polimerización de las resinas compuestas. También se le agrega a la matriz orgánica un inhibidor de polimerización para garantizar una mayor vida útil del material. El inhibidor más utilizado es la hidroquinona, se utiliza en cantidades menores del 0.1% en peso.

En la partícula de relleno con el desarrollo del Bis-GMA por Bowen, se hizo posible la incorporación de partículas inorgánicas a la porción orgánica, la cual optimizó las propiedades físicas del material. El cuarzo ha sido el primer tipo de relleno incorporado a los materiales resinosos y se utiliza hasta la actualidad, otros tipos de relleno como son: el sílice coloidal y el vidrio de fluorsilicato de aluminio, el bario y el estroncio también han sido incluidos para conferir radiopacidad al material.

Para que las resinas compuestas presenten un comportamiento mecánico satisfactorio, es necesario que las partículas de relleno estén de manera estable en la matriz orgánica. Esta unión se logra gracias al silano. Los silanos son moléculas que poseen la capacidad de unirse químicamente a la superficie de relleno, así como a la matriz orgánica y propiciar una interface adhesiva muy sólida y confiable. Según **Anusavice**, los materiales compuestos son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interface distinta, obteniendo así propiedades superiores a las que presentan de manera individual. La utilización de estos agentes permite que la resina compuesta actúe como



una unidad cuando es sometida a tensiones, las cuales son disipadas a lo largo de las interfaces adhesivas creadas por el silano. Las resinas compuestas se modifican para obtener color, translucidez y opacidad, para de esa forma imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa. (2)

Las investigaciones sobre la matriz de resina se basan principalmente en el desarrollo de nuevos monómeros, mientras que otros estudios hablan sobre el contenido de relleno, el tamaño y forma de nuevas partículas. El tamaño del relleno es sólo uno de varios parámetros que afectan las propiedades generales de las resinas compuestas. Sin embargo, las propiedades de la resina dependen de factores químicos, físicos y propiedades mecánicas del monómero. Las resinas dentales solidifican al polimerizar. La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma la macromolécula, o polímero, a partir de un gran número de moléculas conocidas como monómeros.

En los últimos años uno de los más importantes avances en este campo es la aplicación de la nanotecnología a las resinas compuestas dentales. La nanotecnología se conoce como la producción y manipulación de materiales y estructuras en el intervalo de aproximadamente 0.1 a 100 μm y estas se han desarrollado y aplicado en Odontología.

Estas formas de clasificar las resinas surgen con el fin de facilitar al clínico su identificación y uso terapéutico. Una clasificación aún válida es la propuesta por **Lutz y Phillips**. Esta clasificación divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno (partículas 10 y 50 μm .), macrorelleno (partículas de 0,04 mm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños), micro híbridas (partícula de 0.2^a 0.04 μm) micro relleno (0,02 a 0,04 μm) y nano híbridas (0,01 a 0,10 μm distribución bimodal de nano rellenos y vidrios)



5.3 Resinas de macrorelleno o convencionales.

Este tipo de resinas fue muy utilizado, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre. Se caracterizan porque sus partículas macrométrica puede fracturarse y ser desalojadas de manera selectiva de la matriz orgánica, cuyo desgaste es más rápido.⁽⁵⁾

La unión entre la matriz y las macropartículas es débil, propensa a la hidrólisis. Estas resinas presentan poca resistencia al desgaste especialmente en contactos oclusales fuertes. Este desgaste puede ser por pérdida de resistencia, adhesión, abrasión, y desintegración química o corrosión. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario.

5.4. Resinas de microrelleno.

Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, debido a que la carga de masticación es relativamente pequeña. Entre tanto, cuando se colocan en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus bajas propiedades mecánicas y físicas, ya que presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad, resistencia a la fractura de media a alta, alta carga de relleno, resistencia compresiva de media a alta, semi pulibles, excelente estabilidad de color, buena resistencia al desgaste. ^(4,5)

5.5. Resinas híbridas.

Se le agregan rellenos más pequeños, más redondeados, blandos y con una distribución de tamaños más apropiada, que permiten agregar un porcentaje mayor de relleno por unidad de volumen, mejorando la característica de



manipulación, con esta partícula se obtienen superficies más lisas y terminado más rápido. (4) Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60%.

Algunas de las características de estas resinas son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar a las estructuras dentarias.

Estas resinas se recomiendan en grandes restauraciones de coronas, restauraciones posteriores y reparación de porcelana. (4)

5.6. Híbridos Modernos.

Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas más del 60% en volumen. Su tamaño de partícula es pequeño, unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.

5.7. Resinas de Nanorelleno.

Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores $0.01\mu\text{m}$, este relleno se dispone de forma individual o agrupados en nanoagregados (nanoclúster) de aproximadamente $75\mu\text{m}$. El pequeño tamaño de las partículas de relleno mejoran las propiedades ópticas de las resinas compuestas. Además, la tasa de desgaste se ve disminuida y la retención de brillo es mejor. En consecuencia, los fabricantes ahora recomiendan el uso de nanocompuestos tanto para sector anterior



y restauraciones posteriores. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen: (7,30)

- Mayor contenido de relleno.
- Menor contracción de polimerización
- Desgaste reducido
- Resistencia y modulo de elasticidad adecuada
- Pulimiento mejorado
- Estética(aumento de la translucidez
- Manejo mejorado. (16)

5.8. Clasificación de acuerdo con la consistencia.

De acuerdo con la fluidez de la resina compuesta, estas pueden clasificarse en:

- resinas compuestas fluidas (con poco relleno).
- resinas compuestas convencionales.
- resinas compuestas empacables (con mucho relleno). (4)

Resinas compuestas fluidas: Son resinas a las cuales se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han agregado a la matriz de resina algunas sustancias o modificadores reológicos (diluyentes) para de esta forma tornarla menos viscosa o fluida.

Resinas compuestas empacables: son resinas compuestas que pueden empacarse como las amalgamas y pueden desgastarse con relativa facilidad en comparación con las resinas compuestas convencionales. En estas resinas se emplea el termino empacar que significa empaquetar o embalar, y no debe utilizarse el termino condensar porque el mismo significa reducir a



menor volumen, compactar, hacer más denso por reducción de volumen.⁽⁴⁾ Para obtener esta característica, se desarrolló un compuesto denominado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material), formado por una resina Bis-GMA ó UDMA y un alto porcentaje de relleno de partículas irregulares (superior a un 80% en peso) de cerámica (Alúmina y Bióxido de Silicio). De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad y creando esta particular propiedad en su manejo, diferente a las resinas híbridas convencionales.⁽⁴⁾

5.9. Propiedades de las resinas compuestas.

5.9.1. Resistencia al Desgaste.

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con cualquier estructura ya sea dental, por el cepillado, o por el bolo alimenticio.⁽⁵⁾

Junto con la contracción de polimerización, el problema clínico más frecuente es el desgaste oclusal.⁽³⁾

5.9.2. Resistencia a la Fractura.

Se refiere a cuanta tensión necesitamos para poder provocar una fractura. Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, 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.⁽¹¹⁾



5.9.3. Resistencia a la Compresión y a la Tracción.

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.⁽⁸⁾

5.9.4. 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. ^(5,6,8)

5.9.5. 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. ⁽⁵⁾

5.9.6. Sorción Acuosa (adsorción y absorción) y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad está determinada principalmente por la probabilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero. ⁽¹⁰⁾ 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 la resina, éste fenómeno es conocido como degradación hidrolítica.

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.

El fenómeno de imbibición implica también una expansión volumétrica del material que podría compensar parcialmente la contracción por polimerización. (6,8,10)

5.9.7. Módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.(11)

5.9.8. Estabilidad del color.

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes estas pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias. Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son



mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.⁽⁸⁾

5.9.9. Radiopacidad.

Es una propiedad particularmente importante en los materiales de restauración. La radiopacidad se debe a los átomos de metales pesados contenidos en ciertas partículas de relleno de vidrio.

Nos sirve para detectar por medio de una radiografía si existe alguna filtración marginal, caries secundaria, contactos proximales y desgastes de las superficies proximales inadecuados.⁽³⁾

6. RESINAS USADAS EN EL ESTUDIO.

6.1. Tetric N-Ceram

Tetric N-Ceram es una resina modelable, fotopolimerizable y radiopaca nano-híbrida basado en la tecnología nano-optimizada desarrollada para los procedimientos restauradores directos. De aplicación universal indicada para restaurar los dientes en la región anterior y posterior. Su tecnología de relleno nano-optimizado es el responsable de su exclusivo efecto camaleón con resultados estéticos y naturales.

Es una resina nanohíbrida, fotopolimerizable y radiopaca, se compone de dimetacrilatos (19-20% en peso).

Los rellenos contienen vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mixtos y copolímeros (80-81% en peso).

Otros componentes son aditivos catalizadores y pigmentos (<1% en peso). El contenido total en rellenos inorgánicos es de 55-57% en volumen. El tamaño de las partículas de los rellenos inorgánicos está entre 40nm y 3000nm.⁽²⁷⁾

6.2. Empress Direct

IPS Empress Direct es un material de obturación nanohíbrido para procedimientos de restauración estética directa. IPS Empress Direct proporciona un pulido a alto brillo, opacidad, fluorescencia y opalescencia naturales, que se requieren para realizar restauraciones estéticas naturales, con una destacable eficacia.

La matriz de monómero se compone de dimetacrilatos (20- 21.5%) en peso. Color opalescente 17% en peso. Los rellenos contienen vidrio de bario, trifloruro de iterbio, óxidos mixtos, dióxido de silicio y copolímeros. (77.5-79% en peso, color opalescente 83% en peso). Componentes adicionales: aditivos



y catalizadores, estabilizadores y pigmentos (<1.0% en peso). El contenido total de rellenos inorgánicos es de 75-79% en peso o 52-59% en volumen (color opalescente 60.5% en peso 45% en volumen). El tamaño de la partícula de los rellenos inorgánicos oscila entre 40nm y 3000nm con un tamaño de partícula principal de 550nm.⁽²⁸⁾

6.3. Adhesivo Excite

El Excite, es un adhesivo monocomponente de foto-activación, con nanorelleno y base alcohólica para la adhesión a esmalte y dentina previo grabado, lavado y secado de la superficie dentaria. Se considera un adhesivo de quinta generación de una sola botella que como estrategia de adhesión requiere de la remoción de la capa de barrillo dentinario.

Composición:

Excite contiene HEMA, dimetacrilatos, acrilatos de ácido fosfórico dióxido de silicio altamente disperso iniciadores y estabilizadores en solución alcohólica.

- Alcohol: solvente que es altamente tolerante a las diferentes técnicas de trabajo y condiciones de humedad de la dentina.
- El monómero ácido fosfórico hidrofílico: le confiere resistencia a la hidrólisis.
- Nanorelleno: partículas de relleno extremadamente pequeñas aseguran una capa adhesiva delgada, de menos de ocho micras o 12 nanómetros de espesor, lisa y visible durante la aplicación que no compromete la exactitud del ajuste de restauraciones indirectas cuando se polimeriza antes de la cementación.
- TPO, Lucerina activador adicional para poder ser curado por todos los tipos de lámparas incluyendo las de arco de plasma.

Indicaciones:

- Restauraciones directas de resina, compómero y cerómero con grabado ácido.
- Colocación adhesiva de restauraciones indirectas cuando se utilizan resinas



fotopolimerizables como agente cementantes y o cementos fotopolimerizables.

Ventajas:

- Altos valores de adhesión en esmalte y dentina de 26.1 – 33.9 MPa
- Técnica sencilla y de rápida aplicación.
- Puede ser usado para adhesión directa e indirecta.
- Dos presentaciones comerciales: dosis únicas y botellas plásticas.
- Tecnología de nanorelleno para el reforzamiento de la matriz de monómero.
- Una capa brillante claramente visible se forma después de la aplicación del adhesivo, lo que posibilita al operador la visualización del completo cubrimiento de la superficie dentinaria.

Desventajas:

- No está planeado para todos los tipos de adhesión. (Amalgama adhesiva, reparaciones de porcelana).⁽²⁹⁾



7. DISEÑO EXPERIMENTAL.

7.1. Planteamiento del problema.

La nanotecnología puede utilizarse para lograr que los productos sean más ligeros, más fuertes, más accesibles y más exactos.

A partir de aquí las investigaciones en el campo de la odontología se empezaron a desarrollar enfocados básicamente a los materiales empleados en la operatoria dental es así que esta fue la especialidad más beneficiada con las bondades de la nanotecnología.

Los resultados de este impulso, se vieron posteriormente reflejados con la aparición de sistemas adhesivos y resinas compuestas que contaban con nanopartículas incorporadas dentro de su composición

Diversos estudios han señalado que la fuerza de adhesión de una resina nanoagregada, actúa de la misma forma si varía su cantidad de relleno. Diferentes autores reportan que mayor porcentaje de partículas de relleno mayor resistencia a la tracción y a la compresión.

Las resinas nanoagregadas, conocidas también como nanorrellenos, han sido incorporadas a numerosos consultorios para usarse como material de restauración en zonas anteriores y posteriores.

Al incorporar las nanopartículas en las resinas se mejoran las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo, resistencia a la abrasión, mejorar la tersura superficial y permitir mejor terminado, incorporar más componente cerámico, disminuir la cantidad de resina en la fórmula, y con ello, disminuir



la contracción de polimerización volumétrica (CPV) del mismo. Al poseer más carga cerámica una resina disminuye su porcentaje de contracción.

Por lo anterior nos planteamos la siguiente pregunta de investigación
¿Tendrán la misma fuerza de adhesión dos resinas con porcentaje y tamaño de partícula diferente?



7.2. Justificación del estudio.

Nuestra finalidad es comparar la fuerza de adhesión que tienen dos resinas de nanorrelleno pero con diferente porcentaje en su relleno y partículas diferentes.



7.3. Objetivo general.

Determinar si la diferencia de volumen en el material de relleno influye en la fuerza de adhesión.

Comparar la fuerza de adhesión de dos resinas con diferencia de volumen de carga al sustrato de la dentina.

7.4. Objetivo específico.

Valorar la fuerza de adhesión de la resina Tetric ceram a la dentina

Valorar la fuerza de adhesión de la resina Empress Direct a la dentina



7.5. Hipótesis de trabajo.

La fuerza de adhesión no difiere en resinas con diferente porcentaje de relleno.

7.6. Hipótesis nula

Las dos marcas comerciales de resinas de nanorrelleno no tendrán la misma fuerza de adhesión.



8. METODOLOGÍA.

8.1. Criterio de inclusión.

Dientes humanos extraídos, hidratados y en refrigeración

Dientes de un rango de edad de 30-40 años

Dientes con esmalte sano libre de caries

Dientes con dentina sana libre de caries

Dientes sin cálculo

Dientes con no más de 3 meses de extraídos

Dientes con corona completa

8.2. Criterio de exclusión.

Todos aquellos que no cumplan los criterios de inclusión.



8.3. Variable dependiente.

Tensión por cizallamiento.

8.4.Variable independiente.

Resinas nanorelleno.



8.5. Material y equipo.

10 dientes humanos hidratados.

Acrílico autopolimerizable Nic-tone, color rosa, México.

Anillos de aluminio de 1 pulgada de diámetro interno.

Loseta de vidrio.

Vaselina.

Plastilina.

Frasco de vidrio.

Espátula de metal.

Lija de agua del 250y 600 marca Fandeli, México.

Pulidor metalográfico.

Aditamento de teflón marca Ultradent, U.S.A

Lámpara de fotocurado LED Bluephase C8, Ivoclar Vivadent con longitud de onda 385-515nm Liechtenstein

Vernier digital Mitutoyo, Japon.

Espátula de teflón para manipular resinas *Hu-Friedy* U.S.A

1 jeringa de ácido fosfórico al 37% Pro Densa

Adhesivo Excite marca Ivoclar Vivadent, Liechtenstein.

Resina Empress Direct, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein.

Resina Tetric Ceram Ivoclar Vivadent, Liechtenstein.

Maquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON. Modelo 5567, U.S.A

Estufa de temperatura controlada, Felisa, México.

8.6. Muestreo.

Se realizaron dos grupos con 10 muestras cada uno, para que el total de muestras fueran 20.

10 muestras con resina Tetric Ceram.

10 muestras con Empress Direct.

Grupo	Muestra
1	10 por lado vestibular
2	10 por lado palatina o lingual
Total	20

8.7. Método.

Se emplearon 10 órganos dentarios extraídos no más de 3 meses esto para que no sufrieran cambios en la proteína dentinaria.

Inmediatamente después de la extracción se lavaron con agua corriente a presión eliminando toda la sangre y tejido ajeno al diente y posteriormente se colocaron en un frasco con agua que se almaceno a 5°C.

Preparación de muestras

A 10 anillos de aluminio se les impregno en la superficie interna vaselina, así como a la superficie de una loseta. (Fig.1).



Fig 1. Loseta, anillos impregnados de vaselina.

Los dientes se secaron y se cubrió la corona con plastilina, una vez colocada se introdujeron en los anillos con las caras vestibulares orientadas a la superficie de la loseta y se llenaron con la mezcla de acrílico, el cual se preparó en un frasco en relación 3:1 según el fabricante tratando de no impregnar con el mismo las coronas de los dientes y se pudiera adherir a la superficie de la corona, (Fig. 2,3 y 4)



Fig. 2. Se centraron las muestras en los anillos una vez cubiertos por la plastilina.



Fig. 3 y 4. Se vertió el acrílico sobre los dientes.

Una vez polimerizando el acrílico, los órganos dentarios, fueron removidos de los anillos y liberados de la plastilina. Después se utilizó un pulidor metalográfico usando papel de carburo de silicio de grano 120 y 600 bajo irrigación para quitar excedentes de acrílico y desgastar tejido dentaria hasta exponer dentina con una superficie de trabajo de 4 mm por ambas caras. Se colocaron dentro de un frasco con agua en una estufa a 37°C (fig 5,6 y 7)



Fig. 5 y 6. Preparaciones de dentina mediante abrasión.



Fig. 7. Área de 4 mm²

8.7.1. Preparación de muestras para prueba de adhesión.

Ya con el área de dentina expuesta se empezó a colocar las muestras de resina según las indicaciones del fabricante; se llevaron a cabo los siguientes pasos:

8.7.2. Grupo 1.

Se montaron las primeras 10 muestras con Tetric Ceram. Se grabó la superficie del diente con ácido fosfórico al 37% durante 15 segundos, se retiró este ácido con abundante agua y se aplicó aire con el fin de quitar el exceso de agua, procurando dejar una superficie húmeda (Fig. 8 y 9).

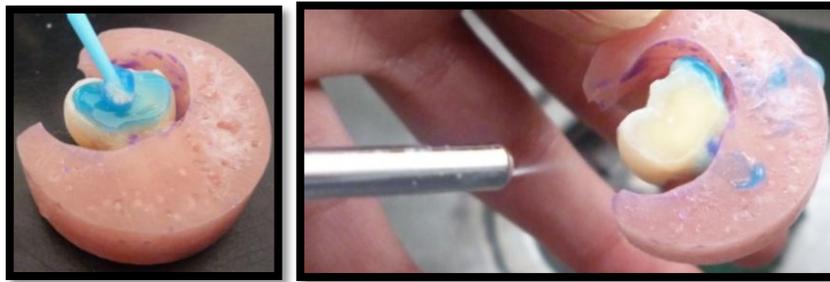


Fig. 8 y 9. Se coloca ácido grabador en la superficie del diente y se lava con agua.

Se colocó el sistema adhesivo Excite a las 10 muestras por la cara vestibular en la superficie expuesta de la dentina frotándolo vigorosamente durante 15 segundos, pasado este tiempo se aplicó aire indirectamente para evaporar el solvente (Fig. 10, 11, 12).



Fig. 10 adhesivo Excite*F.



Fig. 11 y 12. Aplicación del adhesivo y de aire en forma indirecta durante 15 segundos.

Posteriormente se fotopolimerizó el adhesivo por 20 segundos con una lámpara LED, en el programa Hi (Fig. 13).

Se le coloco a la muestra un aditamento de teflón con una perforación central de 4 mm², teniendo precaución de ubicar dicha perforación en la superficie de trabajo de diámetro en la dentina (Fig. 14y 15).



Fig.14 y 15 Colocación de la muestra en el aditamento colocado en el orificio de teflón de 4mm de diámetro.

Se coloco la resina Tetric Ceram en el orificio del aditamento por capas, hasta llenar el orificio esto con ayuda de una espátula de teflón ftopolimerizando cada capa por 20 segundos. (Fig 16,17,18, 19)

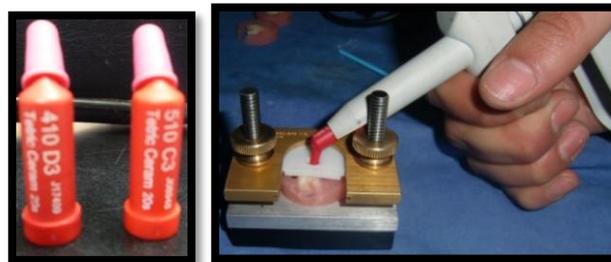


Fig. 16 y 17 Resina Tetric. Se aplico la resina con una pistola.

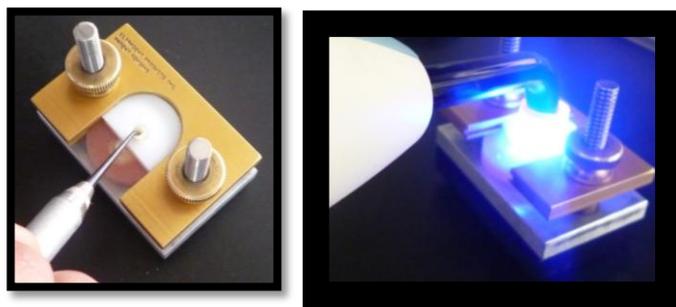


Fig.18 y 19. Se coloco la resina en el orificio de teflón, y se ftopolimerizó la resina Tetric Ceram

Se retiró el aditamento de teflón con la precaución de no desprender la resina y se les depositó en un recipiente con agua. Se almacenó posteriormente por 24 hrs en una estufa ambientadora de temperatura controlada a 37°C. (Fig.20)



Fig.20. Se colocaron todas las resinas sobre los dientes.

8.7.3. Grupo 2.

Para el **grupo 2** las muestras ensayadas del grupo 1 fueron utilizadas por su cara palatina y empleando la resina Empress Direct con el mismo procedimiento de montaje a la resina como el grupo 1. (fig.21)



Fig.21 resina Empress Direct

8.7.5. Prueba de fuerza de adhesión.

Una vez transcurridas las 24 horas de almacenamiento antes de realizar la prueba de resistencia a la fuerza de adhesión con el método de cizalla, se midieron los cilindros de resina adheridos a la dentina con un vernier digital y se calculó el área de cada muestra y utilizando la fórmula: (Fig.21)

$$A = \pi r^2$$



Fig.21. Medición con el vernier.

Después de haber sido medidas se depositaban en un contenedor con agua para mantener hidratadas las muestras. (Fig.22)



Fig.22. Muestras en hidratación.

Las muestras fueron montadas cada una en un aditamento para realizar a prueba de fuerza de adhesión en cizalla, con la maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 a una velocidad de 1mm por minuto.(Fig 23,24,25).

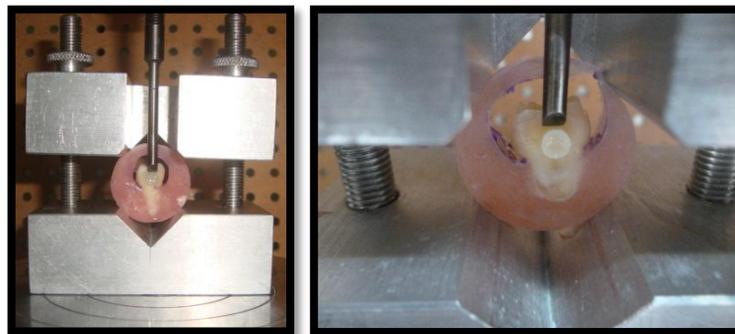


Fig. 23 y 24. Muestra montada en el aditamento y cargada en la INSTRON.

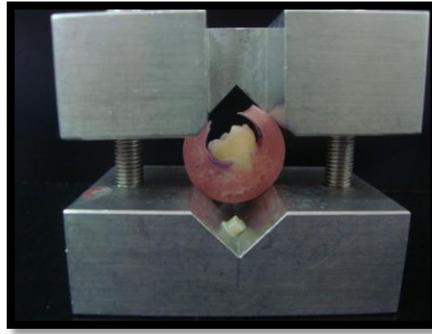
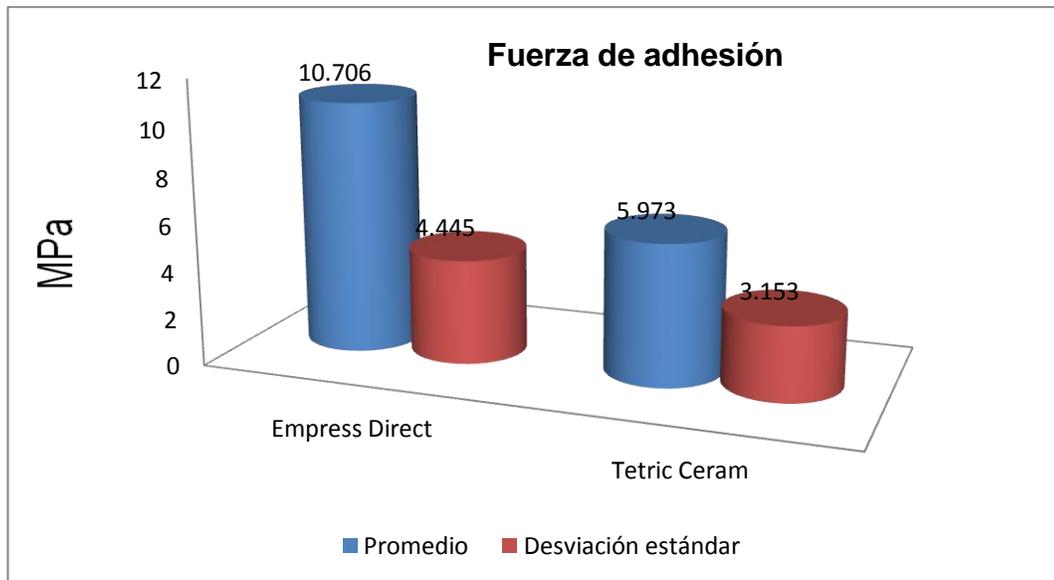


Fig. 25. Desalajo de la resina

9. RESULTADOS.

Los resultados que se obtuvieron en este estudio fueron analizados con una T de Student con un 95 % de confiabilidad y una $P=0.275$.



Grafica no 1 resultados de la fuerza de adhesión

Como se muestra en la gráfica el grupo con mayor resistencia a la adhesión fue IPS Empress Direct que tiene un mayor porcentaje en volumen de relleno, los datos presentan una media de 10.706 MPa con una desviación estándar de 4.445 y el grupo con resina Tetric Ceram con un porcentaje en volumen de relleno menor fue el que presentó menor fuerza de adhesión con una media de 5.973 y una desviación estándar de 3.153.



10. CONCLUSIONES.

Con base en el estudio realizado concluimos que:

La fuerza de adhesión es mayor en la resina Empress Direct que presenta un mayor contenido en su volumen inorgánico.

La fuerza de adhesión es mayor en la resina Empress Direct por su tamaño de partícula de 550nm.

La fuerza de adhesión de la resina Empress Direct fue la que obtuvo mejores resultados al ser comparada con la resina Tetric ceram.

La resina Tetric Ceram al contener menor contenido inorgánico presentó una fuerza de adhesión muy baja.



11. BIBLIOGRAFÍA.

1. Ma E. Gomez de Ferraris. A. Campos Muñoz. Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental. 3ª edición. Editorial panamericana pp289-306,256-268
2. Miyashita E, Salazar Fonseca A, odontología estética el estado del arte, editorial AMOLCA, 2005 pp:1-12
3. Anusavice K.J. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11°. Ed. Madrid España: Elsevier, 2004 pp21-39, 381-393
4. Cova J.L Biomateriales Dentales. 2° ed. Mexico: Amolca,2010. Pp 147,193
5. Rodriguez G. Douglas R. Pereira S. Natalie A. Evolucion y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontologica Venezolana- Volumen 46N°3/2008
6. Cuevas Suarez C.E Resina polimerizada por apertura de anillos nueva posibilidad de material compuesto en odontología. Tesis de Licenciatura. Universidad Autonoma del Estado de Hidalgo. Mexico,2010
7. Rastelli N.S, ed al, The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties.(2012) 75: 758-765
8. Chain MC, Baratieri LN. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores. Sao Paulo: Artes Médicas LTDA, 2001.
9. Macchi RL. Materiales Dentales. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2000.
10. Roth F. Los composites.1ª ed. Madrid: Masson, 1994. Pp 1-133
11. Hu, X.- Marquis, M. Shortall, C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite.J. Oral Rehabil. (2003); 30:729737
12. E Osorio, Aguilera F, Osorio R, Garcia-godoy F, Cabrerizo, Toledano, determining efficacy of monitoring device on ceramic bond to resin composite;(2012)1;17(5):e833-40.
13. P.H Dos Santos, S. Karol & A.K.B Bendran-Russo. Nanomechanical properties of biochemically modified dentin bonded interface. J.Oral Rehabilitation (2011); 38:541-546



14. Monsaleves Bravo S, Astorga Meneses C, Bader Mattar M, Evaluación del grado de adhesión a la dentina de dos tipos de adhesivos de uso clínico actual. (2011);102(1)4-12
15. Ilena Puy, m^a Carmen; Forner Navarro, Leopoldo. Relación de la permeabilidad dentinaria con los nuevos sistemas de adhesión dentinaria(2007);2;9
16. Leprince, M. Palin, T Mullier, J. Devaux, J. Vreven, Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types;2010:37; 364-376
17. Quintero MA, Barcelo F, Barron A. actualización de adhesivos para esmalte y dentina y otros sustratos. Primera parte. Practica Odontologica 1995; pp:18,23
18. Perdigo J. Dental Adhesives. Rev of North Carolina, 2000; 4:63-66
19. Farah J Powers J. "6^a y 7^a generación de adhesivos". The Dental Advisor, Vol.23, N^o 8, 2006
20. Guzman B.H. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3^a. Ed. Bogotá: McGraw-Hill, 2003. pp 269-275.
21. Caig R. Materiales de odontología restauradora. 10^a. Ed. España Harcourt Brace, 1998. Pp. 244-270
22. Freedman George, Leinfelder Karl. "Adhesivos de séptima generación"
23. Joubert R. odontología adhesiva y estética. 1^a. Ed. Madrid: Ripano. 2010. pp.11-72.
24. Aschheim Dale. Odontología estética, una aproximación clínica a las técnicas y los materiales 2ed. Editorial Elsevier Science. Pp 41-52.
25. [Energía superficial. La Guía de Química](http://quimica.laguia2000.com/conceptos-basicos/energia-superficial#ixzz2PFnlnS6u) <http://quimica.laguia2000.com/conceptos-basicos/energia-superficial#ixzz2PFnlnS6u>
26. Barrancos M.G. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3^a.ed. Bogotá: McGraw-Hill, 2003. Pp. 726-750.
27. Ficha técnica de Tetric Ceram.
28. Ficha técnica de Empress Direct.
29. Ficha técnica de Excite.