

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ASIGNATURA DE OPERATORIA DENTAL**

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA AL
CIZALLAMIENTO DE RESINAS COMPUESTAS DE
NANOTECNOLOGÍA REPARADAS CON DIFERENTES TIPOS DE
COMPOSITE.**

Pablo Alonso Mella

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Gustavo Moncada C.**

**TUTORES ASOCIADOS
Dr. Pablo Ángel
Dr. Eduardo Fernández**

**Santiago – Chile
2006**

-A mis padres y hermanos, quienes siempre me han brindado su apoyo y su amor en forma incondicional.

Con formato: Numeración y viñetas

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Pablo Ángel por sus consejos, por el tiempo dedicado, por su amistad y apoyo.

Al Dr. Eduardo Fernández por la motivación y el empuje que me brindó en la realización de este trabajo.

Al Dr. Gustavo Moncada, por su buena disposición, por su tiempo y por las correcciones que hicieron posible terminar este estudio.

Al Dr. Benjamín Martínez por su apoyo en el análisis estadístico de los resultados.

Al Dr. Mario Herrera de SDI, por los muchos materiales facilitados para este trabajo y por su buena disposición.

A la Dra. Paola Cafati de Pareja-Lecaros Chile, por facilitarme materiales importantes.

A la Sra. Marcela Ortuondo y al Sr. Justo Méndez, de 3M Chile, por facilitarme la máquina Instron y ayudarme a utilizarla.

Al Sr. Juanito Micromotor, quien siempre fue un amigo en los momentos difíciles.

A todos los funcionarios de la Escuela Dental, por su entrega.

A Ivonne y a Jorge por las fotocopias y su amistad.

Al Dr. Jorge Moreno y Dra. Inés Musare de la Posta del Barros Luco, por todo lo que me enseñaron y por su amistad sincera.

A mis muchos amigos de la carrera, por todos los momentos que pasamos juntos.

Finalmente, gracias a mi Dios por todas las innumerables bendiciones.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	6
1. Resinas Compuestas.....	6
2. Nanotecnología.....	22
3. Generalidades de Adhesión.....	24
4. Adhesión de RC a estructuras dentarias.....	27
5. Adhesión de RC a RC al realizar la técnica incremental.....	31
6. Adhesión de RC a RC en la reparación de restauraciones.....	32
7. Adhesión de RC a otras superficies.....	34
HIPÓTESIS	36
OBJETIVO GENERAL	36
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	36
MATERIALES Y MÉTODOS	39
RESULTADOS	47
DISCUSIÓN	56
CONCLUSIONES	62
SUGERENCIAS	63
RESUMEN	64
BIBLIOGRAFÍA	66

INTRODUCCIÓN

Las nuevas generaciones de composites o resina compuesta (RC) y adhesivos han incrementado el desempeño clínico de las restauraciones en forma notable, si las comparamos con sus predecedoras. Sin embargo, a pesar de esto, con el paso del tiempo estas restauraciones fracasan. La falla más común es la caries secundaria, seguido de fracturas, pigmentaciones marginales, contornos inadecuados y cambios en el color de las restauraciones ^(1,2,3). Las restauraciones que comprometen el ángulo incisal fracasan en un porcentaje de 1 a 5% en un período superior a 3 años ⁽⁴⁾.

Algunos trabajos han demostrado que en caso de un defecto localizado, en que el resto de la restauración se encuentra en buenas condiciones, especialmente si se encuentra muy próxima al tejido pulpar, ésta podrá mantenerse y ser reparada con un material similar ^(5,6). En estas condiciones, la reparación puede llegar a ser una alternativa conservadora y viable al reemplazo completo de la restauración, el cual trae como consecuencia un trauma pulpar que en algunos casos puede ser innecesario. También se evitaría la pérdida de mayor cantidad de tejido dentario y nos encontraríamos frente a una alternativa menos costosa ⁽⁷⁾. De este modo, la reparabilidad es ahora reconocida como una propiedad altamente deseable de un material restaurador ⁽⁸⁾. Actualmente el proceso de reparar restauraciones de resinas compuestas se enseña en la

mayoría de las universidades de América del Norte ⁽⁹⁾.

De todos modos, se debe realizar un análisis criterioso del caso antes de optar por esta alternativa de tratamiento, ya que muchas veces la remoción completa de la restauración, a pesar de que implica un mayor desgaste de estructura dental, representa una mejor alternativa para obtener una buena estética y función adecuada ⁽¹⁰⁾.

Cuando el clínico decide realizar la reparación de una restauración de RC, debe considerar que existen algunos riesgos que se deben correr. El riesgo principal es que exista tejido cariado que no podamos visualizar clínicamente bajo la restauración. Otro riesgo es la posibilidad de interpretar como caries, en una radiografía posterior a la reparación, a una RC radiolúcida que ha sido reparada con un material radiopaco ⁽¹⁰⁾.

En el proceso de la reparación, la nueva RC deberá ser capaz de unirse no sólo a la estructura dentaria remanente, sino también a la superficie de la restauración ya existente.

Según Turner y Meiers las reparaciones de restauraciones de composite pueden realizarse independiente del tipo de RC y de la técnica utilizada, sin importar si son de macrorrelleno, híbridas, de microrrelleno, de curado químico o fotocuradas, directas o indirectas ⁽¹¹⁾. Sin embargo, no hay un consenso entre los investigadores acerca del mejor protocolo para la reparación de RC ^(12,13).

En la técnica incremental utilizada para realizar una restauración de

composite, cuando se realizan los incrementos el clínico basa esta unión en la existencia de una capa superficial de resina compuesta no polimerizada debido a la presencia de oxígeno ^(8,14). Pero el unir una nueva capa de composite a una restauración ya existente presenta un reto diferente, ya que no existe esta capa. Al pensar en la posibilidad de reparar una restauración de RC, una pregunta recurrente es si el material nuevo se une a la restauración preexistente de una forma clínicamente exitosa.

Dentro de las variables que permiten una adhesión exitosa tenemos primeramente el tratamiento que se realiza a la superficie de RC sobre la cual realizaremos esta unión. Para esto se realiza una abrasión con aire o asperización con discos de lija o piedras de diamante ^(7,15). Posterior a ello se realiza un grabado ácido, se aplica silano y finalmente adhesivo ^(12,16,17).

Además de los tratamientos realizados sobre la superficie del composite a reparar, hay otros aspectos que son propios de la estructura del composite reparador que se deben considerar para que esta adhesión sea más exitosa. Miranda demostró que la fuerza de adhesión en la restauración reparada y su longevidad es mejorada cuando el material reparador es una RC de macrorrelleno (convencional) en vez de un composite de micropartículas, independiente del material con que fue realizada la restauración preexistente ⁽¹⁸⁾. Con respecto a la viscosidad, Causton demostró que los composites menos viscosos dan significativamente mayores valores de adhesión que los composites más

viscosos⁽¹⁹⁾.

El resultado de diferentes estudios ha mostrado que la fuerza de adhesión entre la RC madurada y la reparadora experimenta variaciones según el distinto uso de los factores anteriormente descritos. Por ejemplo, Boyer determinó que la fuerza adhesiva de un composite reparado en una superficie cortada y no tratada es de un 50% de la fuerza cohesiva del composite. Al usar un composite sin relleno entre ambas capas de RC, se incrementa la adhesión hasta un 75% después de 7 días ^(20,21). Mitsaki-Matsou determinó que la resistencia a la tracción de las resinas compuestas reparadas fue de la mitad o menos que su fuerza cohesiva en los primeros días y de un tercio o menos después del año ⁽²²⁾. Forsten y Valiaho determinaron que las fuerzas de la RC reparada variaban entre un quinto a la mitad de la fuerza del composite no reparado, dependiendo del producto usado ⁽²³⁾. Según Reisbick y Brodsky la fuerza de adhesión fue de un medio del valor control a los 10 minutos y de un tercio a las 24 horas ⁽²⁴⁾. Miranda concluyó que las fuerzas adhesivas en una reparación de RC varían entre un 32% y un 78% de la fuerza cohesiva del composite control no reparado ⁽¹⁸⁾. A pesar de estas diferencias en los resultados, se ha concluido que la unión entre el composite maduro y el nuevo composite es duradera y adecuada clínicamente ^(15,18,19,23). La reparación de restauraciones en ensayos clínicos ha resultado un método eficiente para incrementar la longevidad de las restauraciones ⁽²⁵⁾. La modalidad de reparar antiguas restauraciones de resina compuesta se puede

realizar entre similares y distintos tipos de composites ^(13,26).

Sin embargo, a la fecha no se cuenta con información acerca del uso de composites de nanotecnología en la reparación de restauraciones de RC. Este estudio pretende determinar la existencia de diferencias en los valores de resistencia al cizallamiento obtenidos al reparar un sustrato previamente madurado de RC de nanotecnología con composites de distinto tipo de relleno.

MARCO TEÓRICO

1. RESINAS COMPUESTAS

1.1 Definición

La resina compuesta es un material restaurador que está formado básicamente por ⁽²⁷⁾:

- 1) matriz de polímero orgánica
- 2) un relleno inorgánico o fase dispersa
- 3) un agente de unión entre ellas

La matriz o fase orgánica está formada por distintas moléculas, siendo en la actualidad utilizadas mayormente aquellas constituidas por un dimetacrilato conocido como BIS-GMA (bisphenol glicidil metacrilato) que se forma a partir de la reacción de adición entre el bisphenol A y el metacrilato de glicidilo. También pueden estar constituidas por Uretano (UDMA). Éstos monómeros polimerizan mediante una reacción de poliadición radicalica, lo que colateralmente genera la conocida contracción de polimerización de las resinas compuestas. La alta viscosidad del BIS-GMA dificulta su manipulación, es por eso que se le agregan monómeros de bajo peso molecular como en MMA (metilmetacrilato), EDMA

(etilenglicol-dimetacrilato), Bis-EMA-6, Bis-EMA-10 y TEGMA (trietilenglicol-dimetacrilato) para lograr un mejor manejo clínico ⁽²⁸⁾.

El relleno inorgánico está constituido por partículas dispersas de tamaño y forma variable, cuya finalidad es mejorar las propiedades mecánicas y disminuir la contracción de polimerización de la matriz orgánica. La mayoría de los composites contienen rellenos de cuarzo, sílice coloidal y silicato de litio aluminio. Además se le han agregado cristales de bario, estroncio y zinc, que por su alto número atómico, le confieren radiopacidad a la estructura ⁽²⁹⁾.

Para conseguir una buena unión entre el relleno inorgánico y la matriz polimérica, los fabricantes tratan la superficie de los rellenos con un silicio orgánico (silano). Son moléculas de doble polaridad que por un lado poseen grupos etoxi que reaccionan con el relleno inorgánico y por otro lado grupos que reaccionan con la matriz orgánica, consiguiendo de este modo el acoplamiento relleno-matriz y asegurando la cohesión del material ⁽²⁹⁾.

El BIS-GMA tiene la capacidad de polimerizarse espontáneamente por luz, temperatura o tiempo de almacenaje ⁽¹⁰⁾, por lo que se le agregan agentes inhibidores de la polimerización que evitan que ésta ocurra prematuramente. En una breve exposición a la luz al dispensar el material, si se forman radicales libres, el inhibidor reacciona e inhibe la propagación de la reacción en cadena. Los inhibidores más usados son el 4-metoxifenol, el 2-4-6 triterciaributil fenol y el hidroxitolueno butilado ^(10,27,30).

La polimerización de una resina compuesta puede iniciarse por distintos medios, por lo que el iniciador o activador será diferente de acuerdo al sistema de polimerización empleado. En el sistema de activación química, el iniciador de la polimerización es el peróxido de benzoilo, que es activado por una amina aromática terciaria (p-toluidina). Para las RC de activación con luz ultravioleta, el activador del sistema peróxido es el éter-metil-benzoico, el cual se descompone y libera radicales libres que desencadenan la polimerización cuando se expone a luz ultravioleta (365 nm). En cambio, para los composites de activación con luz visible o halógena, la luz azul intensa entre 420 – 470 nm es absorbida por una dicetona (canforoquinona) que en presencia de una amina orgánica inicia la reacción de polimerización. En la activación por calor, que es la más completa, es precisamente la fuente calorífica la que activa al peróxido de benzoilo. En cualquiera de los sistemas de polimerización, la finalidad es la formación de radicales libres y reactivos que desencadenen el proceso de endurecimiento del composite ⁽²⁸⁾.

La composición de las resinas compuestas también contiene pigmentos que le dan la apariencia dentaria, los cuales son óxidos metálicos en pequeñas cantidades. Además, se adicionan estabilizadores de color como benzofenonas, benzotiazoles y fenil-salicilatos, cuya finalidad es absorber la luz ultravioleta. Éstos últimos se utilizan sólo en los composites de polimerización química ^(27,28).

La presentación comercial de este material es en forma de dos pastas para las resinas activadas químicamente, o en una sola pasta para las resinas activadas por luz, contenida en una jeringa opaca y negra que protege al agente fotosensible ⁽¹⁰⁾.

1.2 Breve reseña histórica

Las resinas compuestas fueron introducidas en la década de 1960 por el Dr. Bowen, sustituyendo a sus predecesores resinas acrílicas y cemento de silicato como un material restaurativo anterior ⁽³¹⁾. Debido a las controversias que surgieron con respecto a la toxicidad de las amalgamas dentales, las resinas compuestas fueron ganando aceptación. Es así como los primeros composites en desarrollarse se denominaron de macrorrelleno, que tenían como ventaja alta rigidez y gran resistencia a la fractura y compresión. Su principal desventaja era su mayor rugosidad y, por ende, mala terminación y pulido ^(32,33,34,35). Para suplir estas desventajas, las compañías desarrollaron partículas desde 0.01 μm , creando así las resinas de microrrelleno. Con el transcurso del tiempo, el problema que presentaron éstas fue que tenían propiedades mecánicas inferiores y mayor contracción de polimerización, dada la disminución del tamaño del relleno. La contracción de polimerización provocaba pobre adaptación en los márgenes de la cavidad, microfiltraciones, sensibilidad postoperatoria y caries recidivantes. Sin

embargo, el problema del pulido se mejoraba sustancialmente. De este modo, la principal diferencia entre estos dos tipos de RC fue el requerimiento estético para el uso en piezas anteriores con respecto al requerimiento de resistencia para el uso en piezas posteriores ^(10,34,35).

Para superar estas dificultades se introdujeron una serie de nuevas técnicas, entre ellas la utilización de la técnica de grabado ácido, la técnica del curado incremental, los sistemas bonding, el empleo de cavidades mínimamente invasivas, las técnicas de restauración onlay/inlay, la diversificación en la composición de la matriz de resina y el empleo de partículas de relleno más pequeñas.

Con el tiempo, los operadores no se sentían cómodos al tener que utilizar un tipo de resina compuesta para las restauraciones anteriores y otro para las posteriores. Esto dio lugar a que los fabricantes se dieran a la tarea de lograr un producto que mantuviera las propiedades adecuadas para ambos tipos de restauraciones. Es así como surgieron las conocidas resinas compuestas universales, las que pueden ser utilizadas para casi todas las aplicaciones clínicas, exceptuando a aquellas que estén sometidas a importantes fuerzas masticatorias ⁽³⁶⁾.

1.3 Propiedades físicas, químicas y mecánicas de las resinas compuestas

Las principales propiedades de las resinas compuestas son: radiopacidad, contracción de polimerización, sorción acuosa y conductividad térmica, coeficiente de variación dimensional térmica similar al de la estructura dental, gran resistencia a la fractura y al desgaste, gran fuerza de adhesión a la dentina y al esmalte, similitud cromática con la estructura dental, biocompatibilidad aceptable y facilidad de manejo, acabado y pulido. Se puede observar que al aumentar el contenido global de relleno suelen mejorar las propiedades físicas, químicas y mecánicas (29,35).

1.4 Clasificación de las Resinas Compuestas

Tal como se comentó anteriormente, en el transcurso del tiempo han aparecido diferentes tipos de RC, las que cada vez tienen mejores propiedades y comportamiento clínico. En términos generales, los composites se clasifican en función de los componentes, de la cantidad o de las propiedades del relleno y de la matriz. También pueden clasificarse según el mecanismo de obtención de sus partículas de relleno, según su composición química y según su mecanismo de polimerización, entre otras (34,35).

Clasificación según tamaño de partículas de relleno inorgánico

Es la más empleada, sin embargo existen diversas y distintas clasificaciones. Entre ellas tenemos las realizadas por Lutz y Phillips, Roulet, Marshall Jr., Hosoda, Leinfelder, Nadarajah, Willems y Bayne ^(33,34,36,37,38,39). Basado en las medidas de las partículas de relleno, Bayne las clasifica de la siguiente forma ^(34,36):

- a) Megarrelleno 0,5 - 2 mm.
- b) Macrorrelleno 10 - 100 μm
- c) Mediorrelleno 1 - 10 μm
- d) Minirrelleno 0,1 - 1 μm
- e) Microrrelleno 0,01 - 0,1 μm
- f) Nanorrelleno 0,001 - 0,01 μm

Las últimas investigaciones están siendo dirigidas al uso de los llamados nanorellenos. Estas partículas son extremadamente pequeñas (siempre más pequeñas que los microrrellenos) y virtualmente invisibles. Su tamaño de partícula está por debajo del rango de longitud de onda de la luz visible, por lo que no dispersan o absorben la luz visible. Estos rellenos permiten incorporar radiopacificadores que no interfieren con las propiedades estéticas de las resinas

compuestas. Permiten niveles de relleno entre un 75 - 90% en peso, lo que reduce significativamente el efecto de la contracción de polimerización y mejora diametralmente las propiedades físicas.

Según Ferracane, las mejores propiedades mecánicas de los composites son obtenidas por la incorporación de altas concentraciones de partículas de relleno de varias medidas dentro de la resina ⁽³²⁾.

La figura 1 muestra un esquema de algunos tamaños de partícula:

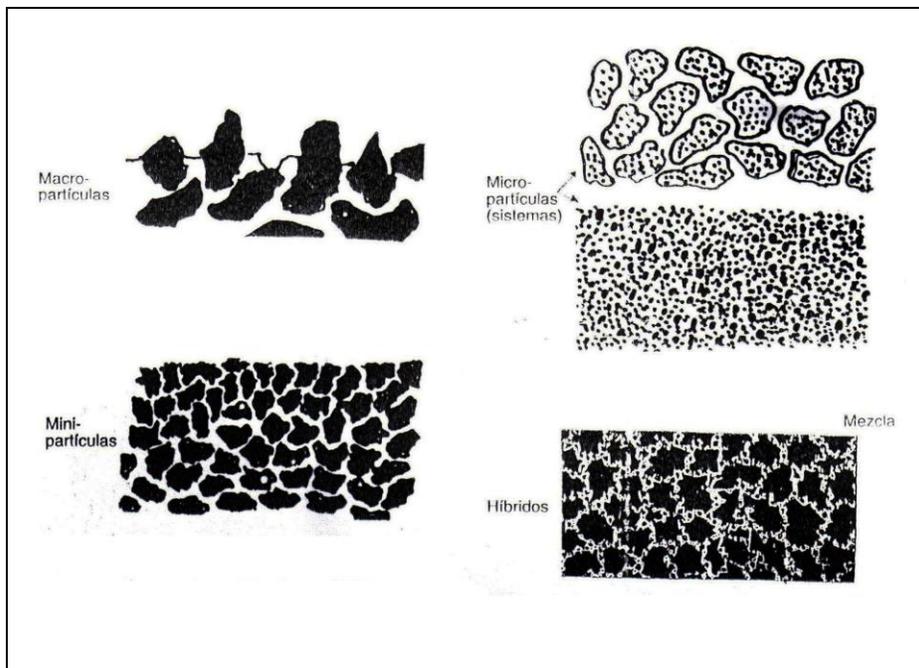


Figura 1. Esquema comparativo del tamaño de las partículas en los diferentes tipos de composites. No está en medidas reales ⁽³⁴⁾.

Es muy importante conocer las principales características de los distintos tipos de composites y algunas de las marcas comerciales que pertenecen a cada grupo:

RC Convencionales, de Macrorrelleno o de Primera generación

Dentro de la nomenclatura actual, se considera de macrorrelleno a las partículas que van de 10-100 micrones, constituyendo el 60 % en peso del material. Estaban indicadas para restaurar cavidades clase III y cavidades clase IV sin contacto con la encía y reconstitución de muñones de resina en piezas posteriores. Debido al gran tamaño de las partículas y a la gran dureza que estas presentan, los composites convencionales presentan una textura superficial rugosa. Además, la matriz resinosa se desgasta en mayor proporción que las partículas de relleno, lo que favorece el desprendimiento de las partículas cerámicas, dejando la superficie más rugosa aún. Esta textura favorece la tinción de la restauración ⁽³⁴⁾.

Como ejemplos de estos composites tenemos Adaptic (Johnson and Johnson), Simulate (Kerr-Sybron), Concise (3M), Profile (SS White), Nuva-fil (LD Caulk) y Command (Kerr-Sybron) ⁽²⁸⁾.

RC de Microrrelleno, de Micropartículas o de Segunda Generación

Estos materiales nacen en 1978 como respuesta a la necesidad de superar la dificultad de pulido de las resinas de macrorrelleno. Están compuestas por partículas de relleno inorgánico de sílice pirolítico de un tamaño que oscila entre 0,01 - 0,1 micrones. Inicialmente tenían entre un 35 y un 60 % de relleno en peso, ya que era difícil lograr mayores porcentajes por la rápida saturación del monómero. Esto resultaba en un composite muy viscoso ^(34,40).

Entre sus propiedades se pueden nombrar:

- Capacidad de alcanzar un muy buen pulido.
- Superficie de gran translucidez y homogeneidad.
- Menor propensión a la formación de placa o pigmentación.

Sin embargo presenta algunas desventajas como:

- Menor dureza superficial.
- Mayor coeficiente de variación dimensional térmica.
- Baja resistencia a la tracción.
- Mayor deformación.
- Mayor posibilidad de fractura en comparación a los composites de primera generación.

A pesar de lo anterior, estos materiales eran más estables mecánicamente en boca que sus antecesores, de ahí que se indicaran como material de restauración en cavidades clase III, IV, V.

Ejemplos de este tipo de composites son : Silar, Silux Plus (3M), Visio Dispers (Espe), Filtek A 110 (3M Espe), Estic-Microfil (Wright Dental), Superfil (Harry Bosworth), Phaseafil (Phasealloy), Micro-New (Bisco), Durafill (Kuzler), Certain (Johnson and Johnson), Rembrant (Dent Mat Inc), Heliosit, Helioprogress y Heliomolar (Ivoclar Vivadent) ⁽²⁸⁾.

RC Híbridas

Estos composites fueron hechos en un intento de combinar las características físicas y mecánicas de las resinas compuestas convencionales con la superficie lisa de los composites de microrrelleno.

Este material tiene como relleno una mezcla de un 76 -80% de partículas de macrorrelleno y un 20 - 24% de partículas de microrrelleno. En este tipo de composite las partículas de menor tamaño encajan en los lugares dejados por las de mayor tamaño.

Ejemplos de estos composites son: P10, P30 y P50 (3M), Miradapt (Johnson and Johnson), Bis-fil (Bisco) y Estilux Posterior (Kulzer) ⁽²⁸⁾.

RC Microhíbridas

Con el correr de los años, las RC más utilizadas fueron las de microrrelleno y las híbridas. Ambas presentaban debilidades que se pretendieron mejorar mezclando ambas formulaciones, lo cual dio origen a las RC microhíbridas.

Este tipo de RC posee diferentes tipos de rellenos, con un tamaño que varía entre 0,01 - 1 micrones, con una carga de relleno que podría alcanzar un 82% en peso y un 62% en volumen. El porcentaje de volumen es inferior al del peso, debido a que el relleno es más denso que la matriz polimérica ^(28,33).

Entre sus propiedades se pueden destacar que:

- proporciona una resistencia aceptable.
- buena lisura superficial.
- posee buenas propiedades físicas, mecánicas y una fácil manipulación con respecto a las anteriores.

Desventajas de las RC Microhíbridas ^(28,34,35):

- difícil de manipular por ser pegajosas.
- no poder ser condensadas como la amalgama.
- Importante contracción de polimerización.
- dificultad para devolver el punto de contacto.
- mayor tiempo de trabajo clínico.

Ejemplos de estos materiales son Vitalescence (Ultradent), Esthet-X (Dentsply), Point 4 (Kerr), Miris (Coltene), Charisma (Heraeus Kulzar), Filtek z250 (3M ESPE) y Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent)

RC de Nanopartículas

La Nanotecnología nos ofrece la habilidad para diseñar materiales con características totalmente nuevas. Un nanómetro es la billonésima parte de un metro o milésima parte de un micrón. En el último tiempo se han introducido en el mercado estos nuevos composites que incluyen partículas de relleno nanométricas. Estas partículas miden entre 5 y 75 nm. y no se encuentran aglomeradas ni agregadas entre sí. Debido a que son partículas tan pequeñas, y por lo tanto numerosas, constituyen superficies muy extensas que poseen elevada energía superficial. Además, encajan perfectamente entre varias cadenas de polímeros, lo que permite conseguir una gran saturación de relleno. La carga de relleno es aproximadamente de 75 a 90% en peso y su matriz orgánica está constituida por Bis-GMA, UDMA y TEGDMA ⁽³⁵⁾.

Las nanopartículas están constituidas por vidrio de estroncio y de bario silanizado, además de ácido silícico amorfo hidrofobizado. A ellas se les realiza un novedoso tratamiento superficial con silanos que evita que se aglomeren y formen

partículas más grandes. En el caso de que se aglomeren, no se comportan como nanopartículas y pierde sus propiedades ventajosas ⁽⁴¹⁾.

Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son mejorar las propiedades mecánicas como la resistencia a la abrasión y compresión, permitir mejor pulido, incorporar más componente cerámico y disminuir la cantidad de resina en la fórmula del composite, lo que disminuye la contracción de polimerización. Esto ocurre porque al tener más componente cerámico, hay menos resina que debe polimerizar y que es la responsable directa de esta contracción. De esta forma, se minimiza la sensibilidad y la microfiltración, lo que disminuye el desarrollo potencial de caries secundarias. Además se logra excelente translucidez, baja opacidad, buen acabado y pulido ⁽⁴²⁾. Es importante enfatizar que con la tecnología convencional, ya se había llegado a establecer un tope máximo de incorporación de carga cerámica. Al aumentarla, el composite perdía sus propiedades estéticas y de manipulación, ya que se obtenían composites muy viscosos y de difícil manipulación ^(41,42,43).

Dentro de las características de las nanopartículas, se debe considerar que debido a su reducido tamaño de partículas, éstas no reflejan la luz. Se sabe que un cuerpo refleja la luz (teniendo color y opacidad) cuando tiene un tamaño mínimo similar a la mitad de la longitud de onda menor del espectro de luz visible (que es 400 nm), en otras palabras, ese cuerpo debe tener más de 200 nm para reflejar la luz. Las nanopartículas son de tamaños menores, por lo que las ondas

de luz no rebotan en ellas. De esta forma se comportan como transparentes, ya que la luz las atraviesa sin reflejarse en ellas. Por esta razón, estas partículas pueden incorporarse sin modificar la opacidad o translucidez de los mismos ^(42,43).

Otro aspecto a considerar es que las nanopartículas, debido a su tamaño, tienen un comportamiento atípicos de sólidos. En otras palabras, se comportan como líquidos. Por esta razón, un composite que sólo posea nanopartículas será un líquido viscoso y transparente. Cuantas más nanopartículas se incorporen, más líquido será ese material. Por esta razón, no pueden ser el material de relleno único, sino que deben ser acompañadas de partículas más grandes de tamaño promedio de 0.7 micrones. Estas partículas cumplen varias funciones: actuar como andamiaje para las nanopartículas, otorgar viscosidad al material, regular la consistencia, dar el color, la opacidad y la radiopacidad ⁽³⁵⁾. Existen básicamente dos formas de agregar estas partículas de mayor tamaño a las nanopartículas, lo que constituye la principal diferencia entre las distintas marcas comerciales. Por un lado, algunos fabricantes emplean los llamados *nanoclusters* que son las mismas partículas nanométricas que son aglomeradas (Filtek z350, 3M ESPE). Estos nanoclusters poseen un diámetro de entre 400 y 1400 nanómetros (0,4 a 1,4 micrones) y a estos composites se les denomina de nanorrelleno ^(41,43). La otra forma es combinar las nanopartículas con partículas de tamaño promedio 0,7 µm en un mismo composite, generando las llamadas resinas compuestas nanohíbridas ^(42,43,44,45). La figura N°2 muestra la distribución según su tamaño de

las partículas de relleno inorgánico de una resina compuesta nanohíbrida. Se pueden distinguir los dos grupos de partículas mencionados anteriormente.

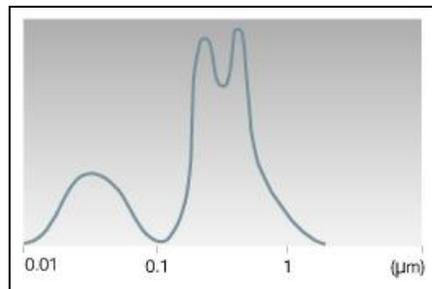


Figura N°2. Distribución de las partículas de relleno de una resina compuesta nanohíbrida, tomado su perfil técnico ⁽⁴²⁾.

Las indicaciones de las resinas compuestas de nanotecnología, ya sean de nanorrelleno o nanohíbridas, son las siguientes:

- Restauraciones directas anteriores y posteriores clases I, II, III, IV, V
- Reconstrucción de muñones
- Ferulizaciones
- Restauraciones indirectas incluyendo inlays, onlays y carillas

Ejemplos de estos composites son: Filtek Supreme, Filtek Z350 (3M ESPE), Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Grandio (Voco) y Ice (SDI Australia).

2. NANOTECNOLOGÍA

Confirmado en 1960, el término viene del griego nanos que significa enano. La nanotecnología es un conjunto de técnicas que se utilizan para manipular la materia a una escala menor a 100 nanómetros ⁽⁴⁶⁾. Un nanómetro es la millonésima parte de un milímetro. Para comprender el potencial de esta tecnología es clave saber que las propiedades físicas y químicas de la materia cambian a escala nanométrica, lo cual se denomina efecto cuántico. La conductividad eléctrica, el color, la resistencia, la elasticidad y la reactividad, entre otras propiedades, se comportan de manera diferente que cuando los mismos elementos se encuentran a mayor escala. En teoría, la nanotecnología puede ser utilizada para hacer productos más ligeros, fuertes, más baratos y más precisos ⁽⁴⁷⁾.

Algunos países invierten importantes recursos en la investigación de la nanotecnología. Gigantes del mundo informático como IBM, Hewlett-Packard, NEC e Intel están invirtiendo millones de dólares al año en el tema. El gobierno estadounidense para este año ha destinado 570 millones de dólares a su National Nanotechnology Initiative ⁽⁴⁸⁾.

La característica fundamental de la nanotecnología es que constituye un ensamblaje interdisciplinar de varios campos de las ciencias naturales que están altamente especializados. Aquí, la ciencia ha alcanzado un punto en el que las

fronteras que separan las diferentes disciplinas han empezado a diluirse, y es precisamente por esa razón por la que la nanotecnología es una tecnología convergente. Una posible lista de ciencias involucradas sería la siguiente: química (molecular y computacional), bioquímica, biología molecular, física, electrónica e informática ⁽⁴⁹⁾.

La nanotecnología avanzada, o llamada también fabricación molecular, es un término dado al concepto de ingeniería de nanosistemas operando a escala molecular. Se basa en que los productos manufacturados se realizan a partir de átomos. Las propiedades de estos productos dependen de cómo estén esos átomos dispuestos. Así por ejemplo, si reubicamos los átomos del grafito de la mina del lápiz podemos hacer diamantes. Si reubicamos los átomos de la arena y agregamos algunos elementos extras se hacen los chips de un ordenador.

Futuras aplicaciones: Según un informe de un grupo de investigadores de la Universidad de Toronto, en Canadá, las diez aplicaciones más prometedoras de la nanotecnología son ⁽⁴⁹⁾:

1. Almacenamiento, producción y conversión de energía
2. Mejoras en la productividad agrícola
3. Tratamiento y remediación de aguas
4. Diagnóstico y cribaje de enfermedades
5. Sistemas de administración de fármacos
6. Procesamiento de alimentos

7. Remediación de la contaminación atmosférica
8. Construcción
9. Detección y control de plagas
10. Informática

Otras aplicaciones futuras son una nueva tecnología láser que ingresa más información en los CDs, textiles nanotratados que repelen la suciedad y en la industria aeroespacial la resolución de problemas electrónicos y de propulsión (47,50).

3. GENERALIDADES DE ADHESIÓN

3.1 Concepto de Adhesión

El concepto de adhesión puede ser definido de varias maneras. En forma general es cualquier mecanismo que permita que dos partes se mantengan en contacto. También es toda fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos, manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto (34,51).

3.2 Tipos de Adhesión

En el campo odontológico tenemos que diferenciar entre los distintos tipos de adhesión:

- Adhesión química: es la reacción producida al entrar en contacto dos superficies, generándose así uniones específicas. La unión química primaria es a nivel atómico y la secundaria es a nivel molecular. Este tipo de unión se produce en superficies planas y químicamente dispares ^(34,51,52).
- Adhesión física: se da por interacciones electrostáticas de van der Wall o de otro tipo, que son relativamente débiles.
- Adhesión mecánica: consiste en que las dos partes quedan trabadas en función de la morfología de ambas ⁽³⁴⁾. Puede ser por efectos geométricos o por efectos reológicos. Los efectos geométricos se refieren a la unión entre dos superficies dispares por medio de una trabazón entre las partes a unir, las que se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas en las irregularidades que presenta la superficie de la otra, es decir, en función de la morfología de ambas. Ejemplos de esto son las cavidades convencionales, cajas, ángulos diedros, triedros, zonas anguladas, etc. Esta traba puede ser macroscópica como microscópica ^(51,52). Los efectos reológicos son cambios volumétricos de los materiales o efectos de tensiones ejercidas por alguna

causa sobre estos materiales y esto se aprovecha como un mecanismo de adhesión ⁽⁵¹⁾.

3.3 Fuerza de Adhesión

Para medir la efectividad de la adhesión en laboratorios, las pruebas de resistencia son la metodología más popular ⁽⁵³⁾. La fuerza de adhesión o tensión de adhesión es equivalente a la carga inicial necesaria para que una fractura dividida una superficie de unión definida geoméricamente, no considerando la rugosidad de la interfase mecánica. De este modo, para valorar la fuerza de unión de una adhesión hay que desunir el sistema. Las pruebas para la medición de fuerzas de adhesión se clasifican en función de la dirección de la carga mecánica inicial, es decir, la resistencia a la fractura se mide en relación a la dirección que en la que se logra la desunión ⁽³⁵⁾. En este estudio se utilizó la resistencia al cizallamiento para medir la fuerza de adhesión.

4. ADHESIÓN DE RC A ESTRUCTURAS DENTARIAS

4.1 Adhesión de resina compuesta a esmalte

El esmalte dental es una de las estructuras más duras y resistentes de la economía humana. Es un tejido avascular, acelular, microporoso y que no puede regenerarse ^(54,55,56). Su composición química corresponde a un 97% de mineral, un 0.3% de material orgánico y un 2.7% de agua ^(57,58). La estructura básica del esmalte es el cristal y la secundaria son los prismas, originados a partir de la anterior. Podemos identificar tanto un esmalte prismático como uno aprismático ^(55,59).

El comienzo de la odontología preventiva y restauradora adhesiva tuvo lugar en 1955, cuando Buonocuore propuso que el uso de un ácido podría alterar la superficie del esmalte para hacerlo más receptivo a la adhesión ⁽⁶⁰⁾. Con el tiempo, se convirtió en una técnica rutinaria que cambió los conceptos de preparación cavitaria, prevención de caries y estética ⁽⁶¹⁾.

El esmalte sólo requiere la aplicación de un agente de grabado, seguida de la aplicación de una resina fluida (o adhesivo), sin la necesidad de un primer intermedio. De todas maneras, su uso no afecta negativamente la efectividad de la adhesión, incluso hasta puede ser útil cuando se lleva a cabo una técnica adhesiva húmeda ⁽⁵³⁾. Es así como el esmalte es primero grabado, haciéndolo más receptivo

a la adhesión. Se produce una pérdida de material a nivel de la unidad estructural del esmalte (los prismas), de tal manera que se produce una pequeña cavidad en cada uno de los prismas, ya sea en su trama interna o en su periferia, lo que constituye una forma de retención micromecánica extremadamente pequeña ⁽³⁵⁾. De este modo se obtiene una capa con retenciones microscópicas de 5 a 50 μm de profundidad y además se aumenta la energía superficial del esmalte grabado, lo que permite atraer líquidos ^(51,62,63). Posterior a la aplicación del adhesivo y su polimerización, se forman proyecciones de resina en las microporosidades del esmalte grabado, las que producto de un cambio volumétrico, son una forma efectiva de retención y constituyen una unión resistente y duradera ^(35,51,60). De este modo, la fuerza de adhesión al esmalte está limitada por el espesor de la capa de adhesivo y por la resistencia al cizallamiento de los microtags formados ⁽³⁵⁾.

4.2 Adhesión de resina compuesta a dentina

La adhesión a dentina ha sido mucho más compleja de lograr ⁽⁵²⁾. Las dificultades radican en que la dentina presenta una estructura histológica y composición química muy diferente al esmalte. La dentina está compuesta por un 75% de composición mineral, 20% de materiales orgánicos y 5% de agua ^(57,58). La morfología dentinaria es de forma tubular. Estos túbulos son de mayor diámetro

cerca de la pulpa y en su lumen se encuentra la prolongación odontoblástica. Cada túbulo está rodeado por una zona de dentina hipermineralizada llamada dentina peritubular, y la dentina menos mineralizada ubicada entre los túbulos es la llamada dentina intertubular ⁽⁶⁴⁾. El número de túbulos disminuye de 45.000 por mm² en la zona adyacente a la pulpa, a unos 20.000 por mm² en la unión amelodentinaria ⁽⁶⁵⁾. La dentina, histológicamente, también puede clasificarse como dentina primaria, secundaria y terciaria. La dentina primaria y secundaria puede modificar fisiológicamente su composición frente a estímulos tales como abrasión, atrición o la edad, fenómeno llamado también “esclerosis dentinaria”. Ante la presencia de caries, la dentina puede transformarse en otra entidad llamada “dentina reparativa” ^(66,67). La capa de barro dentinario, producto de la preparación cavitaria, disminuye la permeabilidad de la dentina, ocluye los orificios de los túbulos dentinarios e impide el contacto entre el sistema adhesivo y el sustrato, anulando el prerrequisito esencial para que se produzca adhesión. Todos estos factores anteriormente descritos hacen que la aplicación de técnicas adhesivas sea diferente entre esmalte y dentina. La adhesión a dentina requiere, además del ácido acondicionador y del adhesivo requeridos en esmalte, de un primer o agente promotor de la adhesión, el cual es un compuesto hidrofílico, capaz de penetrar infiltrándose por los espacios microscópicos de la malla colágena ⁽⁶⁷⁾.

Los tags de resina, que es la porción de resina que se introduce dentro de los túbulos dentinarios desmineralizados, son impresionantes en apariencia, pero proveen poca o ninguna retención a menos que se adhieran firmemente a las paredes de los túbulos, lo cual aún se discute ^(68,69). También se presume que los tags *in vivo* son más cortos que *in vitro* porque el fluido dentinario reduce la penetración del adhesivo ⁽⁷⁰⁾.

La adhesión que se logra con materiales resinosos a dentina se debe a la formación de la llamada “capa híbrida”, que está compuesta por adhesivo (material resinoso de baja viscosidad) y colágeno de la matriz dentinaria desmineralizada. Su integridad depende de una adecuada polimerización y penetración de este adhesivo ⁽⁷¹⁾. De esta forma se provee la retención micromecánica de la resina que se infiltra en la estructura colágena de la dentina.

De este modo, la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la dentina depende de la suma individual de la fuerza adhesiva provista por: 1) la superficie de adhesión, 2) la formación de tags de resina, siempre que estén íntimamente adheridos a las paredes de los túbulos dentinarios y 3) a la generación de la capa híbrida a expensas de la infiltración de resina en la matriz colágena de la dentina ⁽⁷²⁾.

5. ADHESIÓN DE RC A RC AL REALIZAR LA TÉCNICA INCREMENTAL

Es habitual en el procedimiento operatorio colocar capas delgadas de composite en forma incremental, polimerizando cada una de ellas con una unidad de fotocurado durante algunos segundos. Al observar cada capa que ha sido polimerizada, puede visualizarse un brillo superficial que es la llamada "capa inhibida", la cual es una capa muy delgada parcialmente polimerizada que contiene monómeros que no polimerizaron a causa del oxígeno ⁽⁵⁴⁾. Esto se debe a que los radicales libres producidos durante la polimerización tienen la particularidad de mostrarse más reactivos con el oxígeno que con el monómero, de modo tal que el oxígeno se comporta como un inhibidor de la polimerización. Al colocar una segunda capa de composite y fotopolimerizarla, la capa inhibida actúa como enlace entre ambas, generándose una unión cohesiva, la cual es resistente. Se produce una copolimerización entre radicales libres sin reaccionar de la primera capa más los nuevos radicales libres de la segunda ⁽²⁸⁾. De esta forma, se logra una unión de tipo químico entre los diferentes incrementos, integrándose el conjunto como un solo cuerpo. Al terminar la restauración, la capa inhibida es eliminada con el pulido y brillo ⁽⁵⁴⁾.

El efecto negativo de esta capa es que produce un cambio de color en la superficie del composite y un mayor desgaste, debido a que tiene menor dureza. Por esta razón lo ideal es eliminarla completamente ⁽²⁸⁾.

6. ADHESIÓN DE RC A RC EN LA REPARACIÓN DE RESTAURACIONES

Esta técnica se basa en lograr una unión entre la RC base (madurada) y la RC reparadora. A diferencia de la anterior, esta unión es de tipo micromecánico y no químico ^(28,73). Esto se debe a que el composite sobre el cual se realiza la reparación ha sido pulido y ha estado en contacto con el medio bucal, por lo que ha perdido la capa inhibida de polimerización, la cual es la responsable de la unión química. Sin embargo, otros autores sostienen que efectivamente hay cierto grado de adhesión química entre la matriz del nuevo composite y la matriz del antiguo, aunque nunca es tan fuerte como la del composite original ^(13,34,74,75).

Para conseguir una adhesión exitosa entre ambas resinas compuestas, se deben realizar los siguientes pasos:

- 1) Tratamiento de la superficie de la RC madurada sobre la cual realizaremos esta unión. Después de numerosos estudios, se ha visto que la condición de ésta afecta significativamente la fuerza de adhesión del nuevo composite adherido ⁽¹⁶⁾. Es así que para mejorar la unión entre el composite base y el nuevo composite, se debe considerar realizar algún tipo de asperización mecánica a la superficie sobre la cual se quiere conseguir adhesión, ya que ésta aumenta significativamente la fuerza de adhesión del nuevo material ⁽¹⁵⁾. La asperización se puede conseguir con discos de lija o piedras de diamante.

Por otra parte, Öztas demostró que la abrasión con aire es considerada una técnica viable que aumenta significativamente la fuerza de adhesión en la reparación de composites ⁽⁷⁾.

- 2) Grabado ácido: El grabado ácido de la RC intenta la disolución y la remoción de restos orgánicos y mejora substancialmente la adhesión ⁽¹⁷⁾.
- 3) Aplicación de silano: el uso de silanos ha mostrado la mayor fuerza de unión independiente de las variaciones en los materiales ^(12,27,76).
- 4) Aplicación de agente adhesivo: Se ha demostrado en diversos estudios que la fuerza de adhesión resultó ser mayor cuando un agente adhesivo fue aplicado a la superficie del sustrato ^(16,20,26). Miranda concluyó que independientemente del tipo de composite sobre el cual se realice la reparación, el aplicar una pequeña capa de RC sin relleno a la superficie previamente asperizada y tratada con ácido ortofosfórico permite obtener la mayor fuerza de adhesión entre los dos composites ⁽¹⁸⁾.

Estas mismas consideraciones que se toman para la reparación de resinas compuestas se pueden tomar para preparar las superficies y aumentar la adhesión cuando se quiere realizar la cementación de una incrustación de composite ^(28,34).

7. ADHESIÓN DE RC A OTRAS SUPERFICIES

Uno de los casos más típicos de adhesión de composite a otras superficies es cuando se utiliza la técnica sandwich o combinada. Ésta consiste en realizar una restauración en la cual la parte más interna está obturada con cemento de vidrio ionómero y la parte más externa, que es la que queda expuesta al medio bucal, está restaurada con composite. En este caso, la unión entre la superficie del ionómero y la superficie del composite es micromecánica y química simultáneamente ⁽³⁴⁾. Durante algunos años se insistió en la conveniencia de hacer un grabado ácido de la superficie del ionómero para incrementar su adhesión micromecánica con el composite. En la actualidad, se considera que esto no es necesario. Por otro lado, siempre existe un componente de adhesión química interfacial cuya naturaleza exacta se desconoce, pero que en realidad ocurre entre ambas superficies de contacto ⁽³⁴⁾.

La adhesión de composite a una restauración antigua de acrílico o a la superficie de acrílico de una prótesis parcial es posible. En este caso conviene realizar una retención macromecánica mediante el fresado en la forma adecuada y, además, realizar un arenado de la superficie para conseguir adhesión micromecánica. Según algunos autores se logra algo de adhesión química mediante la humectancia con el primer de composite y/o con el monómero líquido del acrílico ⁽³⁴⁾.

La adhesión de composite a metal y a porcelana es micromecánica y no química. Para que sea efectiva, se requiere la creación de microporosidades en la superficie del metal y/o de la porcelana, luego la aplicación de un grabado ácido, el uso de silanos y finalmente de adhesivo. Entre las aplicaciones clínicas de esta adhesión están la fractura de un trozo de porcelana en una prótesis fija unitaria, lo que necesita la reparación con un material que pueda unirse tanto a la porcelana como al metal. Otras aplicaciones son la reparación de restauraciones de amalgama y la cementación de coronas de metal-porcelana, de coronas libres de metal, de pernos metálicos o de incrustaciones de porcelana con cementos resinosos ^(34,77,78).

HIPÓTESIS

Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia al cizallamiento obtenida al reparar un sustrato previamente madurado de RC de nanotecnología con composites de distinto tipo de relleno.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de resistencia al cizallamiento al reparar un sustrato de composite de nanotecnología usando RC microhíbrida, de micropartículas y de nanotecnología.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la resistencia al cizallamiento, expresada en Mpa, que se obtiene en la unión de una RC de nanotecnología y un sustrato de nanotecnología sin madurar.
2. Determinar la resistencia al cizallamiento, expresada en Mpa, que se obtiene en la unión de una RC microhíbrida y un sustrato de nanotecnología sin madurar.

3. Determinar la resistencia al cizallamiento, expresada en Mpa, que se obtiene en la unión de una RC de micropartículas y un sustrato de nanotecnología sin madurar.
4. Determinar la resistencia al cizallamiento, expresada en Mpa, que se obtiene en la unión de una RC de nanotecnología y un sustrato de nanotecnología previamente madurado.
5. Determinar la resistencia al cizallamiento, expresada en Mpa, que se obtiene en la unión de una RC microhíbrida y un sustrato de nanotecnología previamente madurado.
6. Determinar la resistencia al cizallamiento, expresada en Mpa, que se obtiene en la unión una RC de micropartículas y un sustrato de nanotecnología previamente madurado.
7. Comparar la resistencia al cizallamiento que se obtiene en la unión de una RC de nanotecnología y un sustrato de nanotecnología sin madurar y otro previamente madurado.
8. Comparar las resistencia al cizallamiento que se obtiene en la unión de una RC microhíbrida y un sustrato de nanotecnología sin madurar y otro previamente madurado.
9. Comparar la resistencia al cizallamiento que se obtiene en la unión de una RC de micropartículas y un sustrato de nanotecnología sin madurar y otro previamente madurado.

10. Comparar la resistencia al cizallamiento que se obtiene en la unión de una RC de nanotecnología, microhíbrida y de micropartículas a un sustrato de nanotecnología previamente madurado.
11. Comparar la resistencia al cizallamiento que se obtiene en la unión de una RC de nanotecnología, microhíbrida y de micropartículas a un sustrato de nanotecnología sin madurar.

MATERIALES Y MÉTODOS

Grupos experimentales

Se confeccionaron 75 cilindros de RC de nanotecnología de color incisal (ICE, SDI Australia) de 6 mm. de diámetro por 4 mm. de altura. Los incrementos se compactaron con instrumentos de teflón (Instr. #1 para composite goldstein, Hu-Friedy) en una matriz metálica, siguiendo la técnica incremental. Se polimerizó cada incremento de 1 mm. durante 20 segundos con una lámpara de fotocurado LED (Radii-Cal, SDI Australia). Estos cilindros de RC ya polimerizados fueron sometidos a un proceso de maduración sumergiéndolos en agua destilada a 37°C por 24 horas ⁽¹⁶⁾, utilizando para ello una estufa de cultivo (Cultura, Ivoclar Vivadent). Posteriormente se preparó una de las superficies circulares de cada uno de estos cilindros polimerizados y madurados de la siguiente manera: se asperizó pasando 5 veces un disco abrasivo de óxido de aluminio de partículas de 100 µm (Soft-Lex, disco grueso, 3M ESPE). Cada pasada tuvo una duración aproximada de 2 segundos y se realizó en una sola dirección ⁽⁷⁵⁾. Se grabó con gel de ácido fosfórico al 37% (Super Etch, SDI Australia) por 15 segundos, se lavó con agua de la jeringa triple por 15 segundos y posteriormente se secó con aire comprimido en forma suave ⁽⁷⁵⁾. Se aplicó una capa de silano (Monobond-S, Ivoclar Vivadent) la cual se dejó actuar durante 2 minutos y luego se secó suavemente con aire comprimido. Posterior a ello, se aplicó una capa de adhesivo

(Stae, SDI Australia) según las instrucciones del fabricante, la cual se polimerizó durante 20 segundos ⁽⁷⁹⁾. Sobre estas 75 superficies preparadas se confeccionaron cilindros de resina compuesta de 3 mm. de altura por 3 mm. de diámetro usando un formador de cilindros metálico, de modo que los nuevos cilindros quedaron adheridos a los antiguos. De esta forma se aseguró que todas las muestras obtenidas fueran de igual tamaño.

Estos 75 nuevos cilindros adheridos a los anteriores fueron confeccionados de tres distintos tipos de RC, resultando así los tres grupos experimentales de este estudio. Los cilindros del Grupo 1 se realizaron a partir del mismo tipo de composite de nanotecnología (ICE, SDI Australia), pero de color B3 para poder diferenciarla de la RC original de color incisal. Los cilindros del Grupo 2 se realizaron a partir de un composite microhíbrido (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent, color B3) y los del Grupo 3 a partir de una RC de micropartículas (Heliomolar, Ivoclar Vivadent, color B3). El proceso por el cual se agregaron los distintos tipos de RC se realizó siguiendo las instrucciones de los distintos fabricantes y usando una técnica incremental. Posterior a la polimerización del último incremento, la matriz metálica fue removida con suavidad y a continuación, se volvieron a sumergir las 75 muestras en agua destilada a 37°C por 24 horas, repitiendo el mismo método de maduración de la RC anteriormente descrito ⁽¹⁶⁾. La figura N°3 muestra un esquema de las muestras terminadas.

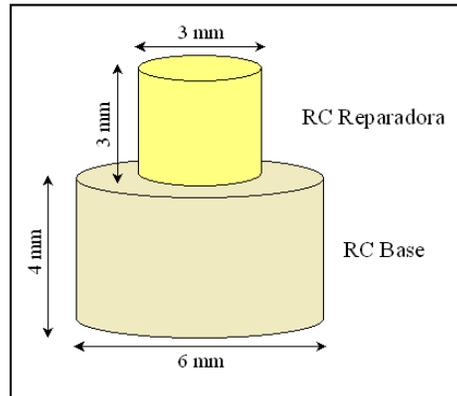


Figura N°3. Esquema donde se observa el diseño de las muestras finalizadas.

Grupos control

Se confeccionaron 75 cilindros de RC de nanotecnología de color incisal (ICE, SDI Australia) de 6 mm. de diámetro por 4 mm. de altura. Los incrementos se compactaron con instrumentos de teflón (Instr. #1 para composite goldstein, Hu-Friedy) en una matriz metálica, siguiendo la técnica incremental. Se polimerizó cada incremento de 1 mm. por 20 segundos con una lámpara de fotocurado LED (Radii-Cal, SDI Australia). Después del último incremento se confeccionó directamente sobre esta superficie un cilindro de composite de 3 mm. de altura por 3 mm. de diámetro usando un formador de cilindros metálico y aplicando la técnica incremental. De esta forma se obtuvieron nuevos cilindros de iguales dimensiones a los del grupo experimental y éstos fueron realizados a partir de los mismos tres tipos de RC, de modo que se obtuvieron igualmente tres grupos control: A los primeros 25 cilindros se le agregó RC de nanotecnología, a los siguientes 25 se

les agregó el mismo composite microhíbrido anteriormente utilizado y a los 25 restantes se les agregó la misma RC de micropartículas. El color de estos tres tipos de material reparadora fue igualmente B3 para poder diferenciarla del color incisal base. Posterior a la confección de las 75 muestras, éstas fueron sumergidas en agua destilada a 37°C por 24 horas.

Es así como los grupos 1, 2 y 3 constituyeron los grupos experimentales y los grupos 4, 5 y 6 fueron los grupos control. La tabla I resume los diferentes tipos de RC que se utilizaron en los 6 grupos del estudio.

Grupo	RC Base	RC Reparadora
1	RC nanotecnología madurada (color incisal)	RC nanotecnología (color B3)
2	RC nanotecnología madurada (color incisal)	RC microhíbrida (color B3)
3	RC nanotecnología madurada (color incisal)	RC micropartículas (color B3)
4	RC nanotecnología no madurada (color incisal)	RC nanotecnología (color B3)
5	RC nanotecnología no madurada (color incisal)	RC microhíbrida (color B3)
6	RC nanotecnología no madurada (color incisal)	RC micropartículas (color B3)

Tabla I. Resumen de los distintos tipos de RC usados en los grupos control y experimental.

La tabla II resume los procedimientos realizados para confeccionar las muestras de los 6 grupos del estudio.

Grupo	Procedimientos
Experimental	Confección de cilindro de RC base
	Maduración en agua destilada a 37°C por 24 hrs.
	Asperización con disco abrasivo de óxido de aluminio
	Grabado ácido, lavado y secado
	Aplicación de silano
	Aplicación de adhesivo y polimerización
	Adición de cilindro de RC reparadora con técnica incremental
	Nueva maduración en agua destilada a 37°C por 24 hrs.
Control	Confección de cilindro de RC base
	Adición inmediata de cilindro de RC reparadora con técnica incremental
	Maduración en agua destilada a 37°C por 24 hrs.

Tabla II. Resumen de procedimientos necesarios para la confección de grupos experimental y control.

La tabla III resume las principales características de los composites utilizados.

Nombre	Fabricante	Tipo de composite	Número de Batch
ICE	SDI Australia	Nanotecnología	0310124
Tetric Ceram	Ivoclar Vivadent	Microhíbrida	546242AN
Heliomolar	Ivoclar Vivadent	Micropartículas	532687AN

Tabla III. Principales características de los composites utilizados.

Las 75 muestras experimental y las 75 muestras control fueron incluidas en bloques de acrílico de autopolimerización de color rosado (Marché) hasta el borde del cilindro de RC Base, tal como muestra la figura N°4.

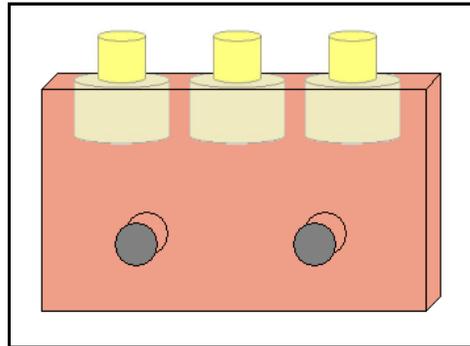


Figura N°4. Esquema donde se observa la inclusión de las muestras finalizadas de RC en el bloque de acrílico de autopolimerización.

En cada bloque de acrílico se colocaron tres de estas muestras de RC, para optimizar tiempo de trabajo y material. Estos bloques de acrílico se construyeron con la forma necesaria para adaptarse a la Máquina de Ensayo Universal Instron (Model 4411, Instron Corporation). De este modo, se midió la resistencia al cizallamiento expresada en MPa entre el composite base y la RC reparadora. Esto se hizo al aplicar fuerza de cizalla a una velocidad seccional de 1 mm/min y en forma incremental hasta producir la fractura, el desprendimiento y la separación de ambos cilindros ⁽⁷⁴⁾, tal como muestra la figura N°5.

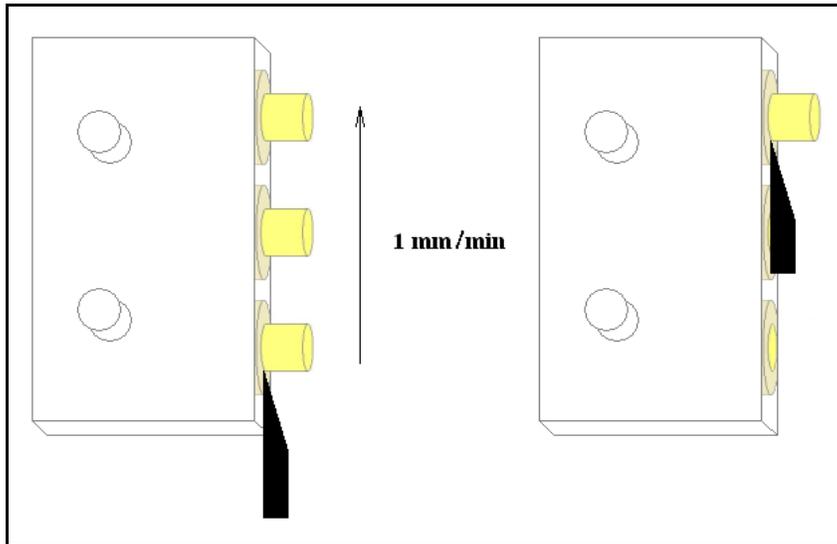


Figura N°5. Esquema que muestra la fuerza de cizalla aplicada a la unión entre el cilindro de RC base (incluido en el acrílico) y el cilindro de RC reparadora.

Debido a que 1 MPa (megapascal) es una unidad de Presión, ésta se determinó al dividir la fuerza necesaria para producir la fractura (en kgf) por el área de contacto entre ambos cilindros (en mm^2). Gracias al distinto color de los cilindros, se comprobó en forma visual que esta fractura fuera adhesiva y no cohesiva en los grupos experimental, en otras palabras, que esta separación ocurriera efectivamente en la interfase entre ambos cilindros. La fabricación de todas las muestras fue realizada por un solo operador y el proceso de cizallamiento se hizo a los 3 días después de terminadas.

Los valores de resistencia al cizallamiento, expresados en MPa, para todos los grupos fueron analizados con 1) el estudio estadístico T-test no variado de Student al comparar dos grupos entre sí y 2) con las pruebas estadísticas de ANOVA de 1 factor y de Tukey al comparar los grupos controles y experimental entre sí. La significancia estadística fue definida a un nivel de confianza del 95%.

RESULTADOS

Los resultados de resistencia al cizallamiento obtenidos para cada uno de los 6 grupos del estudio son presentados en las tablas IV a IX.

Grupo 1	
N° Especimen	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	18,77
2	6,56
3	7,24
4	25,24
5	17,74
6	7,35
7	20,48
8	7,37
9	24,08
10	15,91
11	17,83
12	28,11
13	17,55
14	14,40
15	20,05
16	12,46
17	11,85
18	8,55
19	23,99
20	11,86
21	22,92
22	18,78
23	22,99
24	16,57
25	18,40

Tabla IV. Valores de resistencia al cizallamiento obtenidos en el Grupo 1.

Grupo 2	
N° Especimen	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	18,65
2	7,63
3	21,98
4	6,17
5	17,41
6	31,20
7	9,27
8	6,99
9	22,64
10	18,38
11	21,71
12	7,62
13	21,81
14	9,25
15	9,61
16	13,90
17	13,44
18	4,98
19	19,12
20	19,51
21	11,71
22	13,98
23	14,28
24	9,59
25	14,53

Tabla V. Valores de resistencia al cizallamiento obtenidos en el Grupo 2.

Grupo 3	
N° Especimen	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	8,55
2	5,02
3	14,39
4	17,63
5	3,88
6	9,35
7	13,97
8	14,14
9	5,81
10	12,33
11	6,62
12	14,40
13	12,64
14	13,14
15	18,95
16	5,38
17	10,14
18	9,95
19	5,97
20	5,73
21	18,38
22	5,67
23	13,92
24	13,30
25	10,36

Tabla VI. Valores de resistencia al cizallamiento obtenidos en el Grupo 3.

Grupo 4	
N° Especimen	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	28,90
2	21,43
3	16,48
4	31,27
5	45,96
6	32,78
7	30,13
8	25,79
9	11,42
10	13,29
11	30,29
12	17,91
13	25,71
14	12,62
15	27,03
16	13,26
17	29,80
18	21,21
19	16,66
20	18,11
21	16,48
22	10,71
23	23,15
24	42,00
25	10,36

Tabla VII. Valores de resistencia al cizallamiento obtenidos en el Grupo 4.

Grupo 5	
N° Especimen	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	12,85
2	20,81
3	23,24
4	38,78
5	24,75
6	33,16
7	19,83
8	24,49
9	22,72
10	41,73
11	32,52
12	22,81
13	25,71
14	9,27
15	33,99
16	42,36
17	23,17
18	20,42
19	11,43
20	30,88
21	26,46
22	22,64
23	36,40
24	25,80
25	17,98

Tabla VIII. Valores de resistencia al cizallamiento obtenidos en el Grupo 5.

Grupo 6	
N° Especímen	Resistencia al cizallamiento (MPa)
1	25,10
2	12,38
3	27,62
4	14,84
5	11,31
6	10,72
7	36,81
8	16,95
9	4,51
10	11,75
11	11,20
12	25,97
13	21,06
14	17,41
15	21,86
16	5,62
17	8,45
18	14,36
19	20,99
20	21,12
21	20,31
22	7,77
23	14,55
24	26,97
25	7,84

Tabla IX. Valores de resistencia al cizallamiento obtenidos en el Grupo 6.

Un primer análisis de los resultados obtenidos para todos los grupos se presentan en la tabla X y Gráfico N°1.

Grupo	n	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo	95% Conf. (Intervalos de la media)
1	25	16,68	6,24	6,56	28,11	14,11 - 19,26
2	25	14,61	6,51	4,98	31,20	11,93 - 17,30
3	25	10,79	4,48	3,88	18,95	8,94 - 12,63
4	25	22,91	9,56	10,36	45,96	18,97 - 26,85
5	25	25,77	8,77	9,27	42,36	22,15 - 29,39
6	25	16,69	7,99	4,51	36,81	13,40 - 19,99

Tabla X. Representación de las principales funciones estadísticas de los resultados obtenidos.

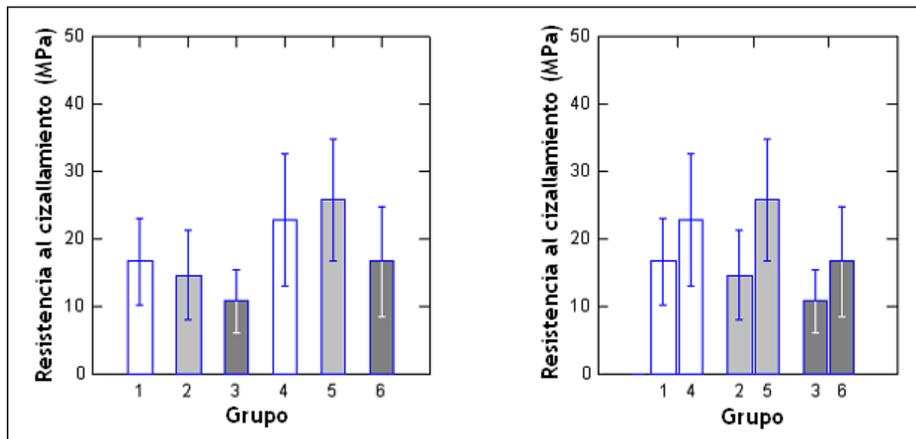


Gráfico N°1. Media y Desviación Estándar de los grupos 1 al 6.

El mayor valor de Resistencia al cizallamiento para los grupos experimentales 1, 2 y 3 se obtuvo al adherir un composite de nanotecnología sobre un sustrato de nanotecnología previamente madurado (Grupo 1: $16,68 \pm 6,24$ MPa). La adhesión de una RC microhíbrida sobre un sustrato de

nanotecnología no madurado (Grupo 5) presentó los mayores valores de resistencia al cizallamiento de este estudio ($25,77 \pm 8,77$ MPa). Los menores valores, tanto para los grupos experimentales como control, se obtuvieron al adherir RC de micropartículas a un sustrato de nanotecnología (Grupos 3 y 6).

Los resultados muestran que la adhesión realizada en forma inmediata con una RC sobre un sustrato de nanotecnología sin madurar obtuvo mayores valores de resistencia al cizallamiento, en forma estadísticamente significativa, que la realizada con el mismo composite sobre el sustrato previamente madurado ($p < 0.05$). Esto se determinó al realizar la comparación estadística de los grupos 1 con 4, 2 con 5 y 3 con 6 respectivamente a través del estudio T-test no variado de Student (ver tabla XI). Se determinó en este estudio que la resistencia al cizallamiento de una RC reparada varía entre 47 y 74 % de la fuerza cohesiva del composite control.

Las pruebas estadísticas de ANOVA de 1 factor y de Tukey mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los distintos grupos experimentales. En forma más específica, esta diferencia fue significativa entre los grupos 1 y 3 ($p < 0.05$) y no lo fue entre los grupos 1 y 2 ($p = 0.424$) ni entre los grupos 2 y 3 ($p = 0.058$). Los distintos grupos control también mostraron diferencias estadísticamente significativas, específicamente entre los grupos 4 y 6 ($p < 0.05$) y entre los grupos 5 y 6 ($p < 0.05$) y no entre los grupos 4 y 5 ($p = 0.487$).

Prueba Estadística	Grupos comparados	<i>p</i>
T-test no variado de Student	1 y 4	0,009
T-test no variado de Student	2 y 5	0,000
T-test no variado de Student	3 y 6	0,003
ANOVA de 1 factor	1, 2 y 3	0,002
ANOVA de 1 factor	4, 5 y 6	0,002
Tukey HSD	1 y 2	0,424
Tukey HSD	1 y 3	0,002
Tukey HSD	2 y 3	0,058
Tukey HSD	4 y 5	0,487
Tukey HSD	4 y 6	0,039
Tukey HSD	5 y 6	0,001

Tabla XI. Pruebas estadísticas realizadas en este estudio.

DISCUSIÓN

En este estudio se investigó la Adhesión, obtenida por medio de la resistencia al cizallamiento, de la reparación realizada sobre un sustrato de RC de nanotecnología con 3 tipos de composites distintos. La mayoría de los estudios anteriores habían determinado la factibilidad de realizar las reparaciones a las obturaciones de composite, sin embargo, el uso de RC de última generación como los de nanotecnología es un área que está en pleno desarrollo.

De esta manera, la gran pregunta que se pretende responder en este estudio es saber de qué manera el tipo de RC influye en la resistencia al cizallamiento que se obtiene en su reparación. Para este fin, a todas las muestras se les aplicó el mismo procedimiento estandarizado que incluyó grabado ácido, asperización, silanización y el uso de adhesivo. Esto se hizo al desarrollar un protocolo, avalado por la literatura ^(15,16,17,18), que se aplicó de igual forma a todos los grupos del estudio, de modo que dejaran de ser una variable a estudiar. Es así como la única variable presente fue el tipo de RC con la cual se realizó la reparación, ya que el hecho de que existiera una superficie madurada (experimental) y otra no madurada (control) previo a la reparación era simplemente para poder calcular en qué porcentaje disminuye esta Adhesión con respecto a una fractura cohesiva del material, polimerizado directamente en forma incremental y si la diferencia era estadísticamente significativa.

Aún cuando este método de evaluación nos permite determinar qué grado de Adhesión se logra en el proceso de reparación inmediato de las RC, no nos dice nada en cuanto a la manera en cómo se va a comportar clínicamente en el futuro. Esto debido a que no consideramos la absorción de agua en el tiempo, la hidrólisis y otros factores importantes que se pueden determinar sólo en el transcurso del tiempo, y no en un estudio realizado en pocos días como lo es éste. Es así como algunos estudios evaluaron la manera en que el paso del tiempo afecta la Adhesión que ocurre en la interfase de un composite reparado, utilizando períodos de maduración de 48 hrs, 7 y 14 días, 3, 6 y 12 meses ^(8,22,80,81). Mitsaki-Matsou determinó que al aumentar el tiempo de maduración de la RC antes de ser reparada, la adhesión disminuyó ⁽²²⁾. En otro estudio, Sau determinó que la adhesión fue menor a medida que el tiempo de maduración de la restauración ya reparada aumentaba ⁽⁷⁵⁾. Otros estudios maduraron las obturaciones de RC en saliva o en medios salinos como soluciones isotónicas de cloruro de sodio o suero fisiológico, lo cual puede dar una representación más aproximada sobre lo que ocurre en la realidad ^(6,7,80). Sin embargo, no hay consenso sobre cuál de los métodos de maduración simulan de mejor manera las condiciones de la cavidad bucal ⁽⁷⁴⁾.

La mayoría de los estudios sobre reparación de restauraciones de RC utilizaron diseños de muestras muy similares al elegido en este estudio, con cilindros adheridos sobre una superficie plana. Sin embargo, en un estudio

realizado por Frankenberger se repararon restauraciones clase II en terceros molares extraídos. La reparación se realizó tras la remoción parcial del cajón proximal de las restauraciones, de modo que la adhesión del nuevo material ocurriera no sólo sobre la antigua RC, sino también sobre dentina y esmalte ⁽⁸²⁾. Sin duda esto es mucho más difícil de realizar, pero a la vez, representa de mejor manera lo que ocurre en la realidad. De todas maneras es importante considerar que se ha determinado que la adhesión entre un composite y otro previamente madurado es mayor que la que se da entre dentina y RC ^(6,13,20,81).

Los resultados de este estudio mostraron primeramente que los composites reparados presentaron menor resistencia al cizallamiento que aquellos que no fueron reparados y que fueron construidos en un solo paso. Esto concuerda con todos los estudios realizados con respecto a este tema ^(22,83).

De este modo, se puede determinar que la resistencia al cizallamiento de una RC reparada es entre un 47 a un 74 % de la fuerza cohesiva de la RC control. En otras palabras, el porcentaje de disminución de esta adhesión fue de un 26 a un 53 %, lo que concuerda con los valores descritos por Boyer y Miranda ^(18,20).

Por otra parte, para los grupos experimental los mayores valores de resistencia al cizallamiento se obtuvieron al realizar la reparación con una RC de nanotecnología, seguidos de la reparación efectuada con un composite microhíbrido y los menores valores se encontraron al realizarla con una RC de micropartículas. En este punto es muy importante recordar nuevamente las

características específicas del relleno de la RC de nanotecnología usada en este estudio (ICE, SDI Australia). Este composite contiene por una parte partículas nanométricas y por otra partículas híbridas, lo que la hizo alcanzar los mayores valores de resistencia al cizallamiento al realizar la reparación de una obturación de composite en este estudio. No existen estudios similares que involucren a estas RC de nanotecnología, las cuales son de última generación y están en pleno desarrollo. Por esta razón este estudio pretende ser un aporte al conocimiento de las mismas. Por otro lado, el estudio clásico de Miranda determinó que la fuerza de Adhesión fue mayor cuando la reparación se realizó con un material convencional por sobre un material de micropartículas, independiente del material utilizado en la restauración preexistente ⁽¹⁸⁾. También concuerda con otros estudios en el cual la reparación realizada con RC híbridas es superior a la hecha con composites de micropartículas ^(30,75). En otras palabras, un material de mayor tamaño de partículas logra una mejor adhesión a la hora de efectuar la reparación. Esto estaría de acuerdo con los resultados obtenidos en el presente trabajo, en el cual la reparación realizada con el composite microhíbrido logró mayores valores que al reparar con un material de micropartículas, aun cuando estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Sin embargo, el mayor tamaño de partículas no está presente en el grupo que consiguió los mayores valores de resistencia al cizallamiento de este estudio, que fue el de nanotecnología. Es posible que la mezcla de sus partículas nanométricas por una parte con partículas

híbridas sea la combinación ideal. O también es posible que el alto porcentaje de carga inorgánica de estas RC nanohíbridas sea responsable de este comportamiento. Es necesario hacer estudios complementarios donde se compare la fuerza adhesiva de resinas compuestas de nanotecnología de diferente composición, es decir, no sólo nanohíbridas, sino aquellas que incluyen nanoclusters en su composición ((Filtek z350, 3M ESPE). Es sabido que estas nanopartículas son las responsables de aumentar la resistencia de las RC y por esta misma razón se están incorporando en los últimos adhesivos sacados al mercado ^(84,85).

Otro punto importante de este trabajo, es el análisis del comportamiento de los grupos control. Los mayores valores de resistencia al cizallamiento los logró el grupo 5 y no el grupo 4, es decir, la unión directa (siguiendo la técnica incremental) de RC microhíbrida sobre un composite de nanotecnología obtuvo mayores valores que al unir incrementos de RC de nanotecnología sobre sí mismos. Sin embargo, estas diferencias no resultaron ser estadísticamente significativas. Esto concuerda con el estudio de Miranda, en el cual el grupo control de un composite de micropartículas realizado directamente sobre sí mismo obtuvo menores valores de Adhesión que el grupo control en el cual a esta misma RC de micropartículas se le adicionó directamente un material convencional ⁽¹⁸⁾. Una posible explicación para este mayor comportamiento adhesivo podría ser que el relleno de las RC microhíbridas es mucho más heterogéneo que el de una RC

de nanotecnología.

Los menores valores de resistencia al cizallamiento para los grupos control, con diferencias estadísticamente significativas, se encontraron en el grupo 6, es decir, al utilizar una RC de micropartículas. La menor cantidad de relleno inorgánico presente en este tipo de composite podría dar cuenta de este fenómeno.

Con respecto al número de muestras (n) que debe tener cada grupo, parámetros estadísticos básicos muestran que el n debe ser idealmente mayor a 20 para poder tener conclusiones que sean aceptables desde el punto estadístico. De esta forma, los resultados que se obtienen permiten concluir que el comportamiento obtenido de una muestra es extrapolable al del universo. En este estudio hubo 2 tipos de sustratos y 3 tipos de RC reparadoras, resultando 6 grupos distintos, con un n para cada grupo de 25, con un total de 150 muestras. Algunos estudios se han realizado con muestras muy pequeñas, por ejemplo Pounder tomó 3 tipos de composites como sustratos, 3 tipos de RC reparadora y 3 tipos de adhesivos distintos, resultando 27 grupos distintos ⁽¹³⁾. Cada grupo tuvo un n de 5 muestras, con un total de 135 muestras, por lo que fue imposible sacar conclusiones decisivas. De esta forma, se debe ser cuidadoso con las conclusiones que se realicen en otros estudios, ya que éstas pueden ser poco precisas debido al pequeño tamaño de las muestras utilizado.

CONCLUSIONES

La Resistencia al Cizallamiento de las RC reparadas fue de un 47 a un 74 % de la fuerza cohesiva de las RC control, según lo obtenido en este estudio.

El tipo de RC influye en la Adhesión que se obtiene en la reparación de RC de nanotecnología.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores de adhesión, medido a través de la resistencia al cizallamiento, obtenidos al reparar un sustrato previamente madurado de RC de nanotecnología con composites de distinto tipo de relleno (microhíbrida, de micropartículas y de nanotecnología).

Para reparar una restauración de RC de nanotecnología, la mayor resistencia al cizallamiento se obtuvo al realizarlo con un material de nanotecnología y los menores valores al hacerlo uno de micropartículas.

SUGERENCIAS

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo, se sugiere realizar estudios en que:

- Se compare la fuerza adhesiva de la reparación realizada con resinas compuestas de nanotecnología de diferente composición, tal como las nanohíbridas y aquellas que incorporan nanoclusters.
- Se evalúe la influencia del tiempo en la Adhesión que ocurre en la reparación realizada con composites de nanotecnología. Esto se puede realizar al utilizar períodos de maduración de 3, 6 ó 12 meses.
- Se analice la reparación realizada con composites de nanotecnología en piezas dentarias extraídas, de modo que la adhesión del nuevo material ocurra no sólo sobre la antigua RC, sino también sobre dentina y esmalte.
- Se realicen estudios comparativos *in vivo* sobre el comportamiento clínico de las reparaciones realizadas con composites de nanotecnología.
- Se observen las muestras en el microscopio para determinar se las fracturas al reparar con composites de nanotecnología son adhesivas o cohesivas.

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue determinar si existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de adhesión, medidos a través de la resistencia al cizallamiento, al reparar un sustrato de resina compuesta de nanotecnología con tres tipos de composite.

Los grupos experimentales estuvieron formados por 75 cilindros de RC de nanotecnología que fueron madurados en agua destilada a 37°C por 24 horas. La superficie a reparar fue asperizada con un disco abrasivo, grabada con ácido fosfórico, silanizada y tratada con adhesivo. Sobre esta superficie se adherieron nuevos cilindros de RC microhíbrida, de micropartículas y de nanotecnología. Los grupos control estuvieron constituidos por 75 cilindros de RC de nanotecnología, sobre los cuales se adhirieron inmediatamente nuevos cilindros de los mismos tres tipos de composite. Luego todas las muestras fueron maduradas en agua destilada a 37°C por 24 horas y se incluyeron en acrílico de autopolimerización. La prueba de resistencia al cizallamiento se realizó en una máquina de Ensayo Universal Instron y los resultados obtenidos fueron analizados estadísticamente.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas al reparar un sustrato de RC de nanotecnología con composites de distinto tipo de relleno. La mayor resistencia se obtuvo al reparar con un material de nanotecnología y los menores valores al hacerlo con uno de micropartículas.

El tipo de RC influye en la Adhesión que se obtiene en la reparación de RC de nanotecnología.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mjör IA., Toffenetti F. (2000) Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence Int.* 31:165-179.
2. Mjör IA., Moorhead JE., Dahl JE. (2000) Reasons for replacements of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J* 50:361-366.
3. Clark TD., Mjör IA. (2001) Current teaching of cariology in North American dental schools. *Oper Dent* 26:412-418.
4. Dogon IL. (1976) Evaluation of Class IV restorations. *J Dent Res* 55B:239.
5. Mjör IA., Gordan VV. (2002) Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. *Oper Dent* 27:528-534.
6. Lloyd CH., Baigrie DA., Jeffrey IW. (1980) The tensile strenght of composite repairs. *J Dent* 8:171-177.
7. Öztas N., Alacam A., Bardakcy Y. (2003) The effect of air abrasion with two new bonding agents on composite repair. *Oper Dent* 28(2):149-154.
8. Lewis G., Johnson W., Martin W. (1998) Shear bond strength of immediately repaired light-cured composite resin restorations. *Oper Dent* 23:121-127.
9. Clark TD., Mjör I. (2001) Current teaching of cariology in North American Dental schools. *Oper Dent* 26:412-418.
- 9-10. Baratieri LN., Cabral JR., Cabral RJ. (1998) Estética. Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados. Editorial Santos Livraria, Sao Paulo. pp. 254-261.
- 10-11. Turner CW., Meiers JC. (1993) Repair of an aged, contaminated indirect composite resin with a direct, visible-light-cured composite resin. *Oper Dent* 18(5):187-194.

Con formato: Numeración y viñetas

- [41-12](#). Hisamatsu N., Astuta M., Matsumura H. (2002) Effect of silane primers and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite. *J Oral Rehabil* 29:644-648.
- [42-13](#). Pounder B., Gregory WA., Powers JM. (1987) Bond Strengths of repaired composite resins. *Oper Dent* 12:127-31.
- [43-14](#). Boyer DB., Chan KC., Reinhardt JW. (1984) Build-up and repair of light-cured composites: bond strength. *J Dent Res* 63:1241-1244.
- [44-15](#). Shahdad SA., Kennedy JG. (1998) Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. *J Dent* 26(8):685-694.
- [45-16](#). Kupiec KA., Barkmeier WW. (1996) Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent* 21(2):59-62.
- [46-17](#). Boyer DB., Hormatii AA. (1980) Rebonding composite resin to enamel at sites of fracture. *Oper Dent* 5:102-106.
- [47-18](#). Miranda FJ., Ducanson MG., Dilts WE. (1984) Interfacial bonding strengths of paired composite systems. *J Prosthet Dent* 51:29-32.
- [48-19](#). Causton BE. (1975) Repair of abraded composite fillings. *Br Dent J* 139:286-288.
- [49-20](#). Boyer DB., Chan KC., Torney DL. (1978) The strength of multiplayer and repaired composite resin. *J Prosthet Dent* 39:63-67.
- [20-21](#). Boyer DB., Chan KC., Torney L. (1976) Bond strength of repaired composite resin. *J Dent Res* vol 55 special issue B, B145, 333.
- [21-22](#). Mitsaki-Matsou H., Karanika-Kouma A. (1991) An in vitro study of the tensile strength of composite resins repaired with the same and another composite resin. *Quintessence Int.* 22(6):475-81.
- [22-23](#). Forsten L., Valiaho ML. (1971) Transverse and bond strenght of restorative resin. *Acta Odontol Scand* 29:527-31.
- [23-24](#). Reisbick MH., Brodsky JF. (1971) Strenght parameters of composite resins. *J Prosthet Dent* 26:178-83.

25. Moncada G., Martin J. (2006) Alternative treatment for resin based composite and amalgam restorations with marginal defects: a 12 month clinical trial. *Gen Dent* 54(5):314-318.
- [24-26](#). Puckett AD., Holder R., O'Hara JW. (1991) Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Oper Dent* 16(4):136-140.
- [25-27](#). Phillips RW. (1998) *La Ciencia de los Materiales Dentales*. 10ª Edición. Editorial Interamericana. México. Cap. 12.
- [26-28](#). Uribe Echeverría J. (1990) *Operatoria dental : ciencia y práctica*. Ediciones Avances Medico-Dentales. Madrid. pp. 207-230.
- [27-29](#). Craig R., O'Brien W., Powers J. (1996) *Materiales Dentales*. 8a Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid. Cap. 4.
- [28-30](#). Craig RG. (1981) Chemistry, composition and properties of composite resin. *Den Clin N Am* 25, 2:219-239.
- [29-31](#). Bowen RL. (1962) Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. U.S. Patent. Nov. 1962.
- [30-32](#). Ferracane JL. (1995) Current trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 6(4):302-318.
- [31-33](#). Nadarajah V., Neiders ME., Cohen RE. (1997) Local inflammatory effects of Composite Resins. *Compend Contin Educ Dent* 18(4):367-374.
- [32-34](#). Barrancos J. (1998) *Operatoria Dental*. 3ª Edición. Editorial Panamericana. Buenos Aires. Caps. 17 y 21.
- [33-35](#). Studervant J. Heymann H. Roberson T. (1999) *Operatoria Dental*. Arte y Ciencia. 3ª Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid. pp. 243-276.
- [34-36](#). Bayne SC., Heymann HO. (1994) Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 125(9):687-701.

Con formato: Numeración y viñetas

- [35-37.](#) Willems G. (1993) Classification of Composites in: State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentin Bonding. Proceedings of the International Symposium Euro Disney, Paris. 1993, March 24-25. pp.76-105.
- [36-38.](#) Lutz F., Phillips RW. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 50:480-488.
- [37-39.](#) Roulet JF. (1977) Clinical comparison of 3 composite resins with amalgam in the region of the posterior teeth. ZWR 86(21):1055-62.
- [38-40.](#) Jaarda MJ., Lang BR. (1993) Measurement of composite resin filler particles by using scanning microscopy and digital imaging. J Prosthet Dent 69(4):416-424.
- [39-41.](#) 3M ESPE http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/es_mx/3M-ESPE/dental-professionals
- [40-42.](#) ICE Especificaciones Técnicas. Página de SDI Australia.
<http://www.sdi.com.au/ice/specs.asp>
- [41-43.](#) Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent.
<http://www.ivoclarvivadent.de/com/es/products/evoceram/faq.html>
- [42-44.](#) Saravia-Rojas MA., Ramos Sam GM. (2005) Perlas de Resina. Protocolo restaurador para restablecer el contacto proximal. Caso Clínico. Fórmula Odontológica Vol 3(1), edición electrónica.
<http://www.ecuaodontologos.com/revistaaoorybg/vol3num1/index.html>
- [43-45.](#) Voco. Interacción entre nanopartículas y partículas cerámicas con un tamaño de grano definido.
<http://www.odontologos.com.co/voco/voconews/2.htm>
- [44-46.](#) Ure D., Harris J. (2003) Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. Dent Update 30:10-15.
- [45-47.](#) Nanotecnología: Productos en Fase Comercial.
www.patagon.8m.com/nanocomer.html

Con formato: Numeración y viñetas

- [46-48](#). Nanotecnologías: promesas dudosas y control social. Revista Iberoamericana de Ciencia, Tecnología, sociedad e Innovación. www.oei.es/revistactsi/numero6/articulo04.htm **Con formato: Numeración y viñetas**
- [47-49](#). Wikipedia, la enciclopedia libre. <http://es.wikipedia.org/wiki/Nanotecnología> **Con formato: Numeración y viñetas**
- [48-50](#). Delgado Ramos G. Promesas y peligros de la Nanotecnología. *Nómadas*, Revista Crítica de Ciencias Sociales y Jurídicas. www.ucm.es/info/nomadas/9/giandelgado.htm **Con formato: Numeración y viñetas**
- [49-51](#). Bader M. (1996) Biomateriales Dentales. 1ª Edición. Facultad de Odontología, Universidad de Chile, Santiago. Tomo I, pp. 49-61. **Con formato: Numeración y viñetas**
- [50-52](#). Nakabayashi N., Pashley D. (1998) Hybridization of Dental Hard Tissues. Quintessence Publishing Co, Chicago. Chapter I, pp. 1-17.
- [51-53](#). Van Meerbeek B. (2003) Buonocuore memorial lecture: adhesión to enamel and dentine: current status and future challenges. *Oper Dent* 28(3):215-235.
- [52-54](#). Henostroza GH (2003) Adhesión en odontología restauradora, Curitiba, ED. Maio, pp. 72-80.
- [53-55](#). Gómez de Ferraris ME., Campos A. (1999) Histología y embriología bucodental, Editorial Médica Panamericana, Madrid, pp. 229-249.
- [54-56](#). Ten Cate AR. (1986) Histología oral : desarrollo, estructura y función. Segunda Edición, Editorial Médica Panamericana, pp. 267- 272.
- [55-57](#). Yasuhiro T., Kousuke I. (2003) Effect of self-etching primer containing N-acryloyl aspartatic acid on enamel adhesion. *Dental Material* 19:253-258.
- [56-58](#). Nikiforuk G. (1986) Caries dental, aspectos básicos y clínicos. Ed. Mundi SAIC, Buenos Aires, cap.4 y 9.
- [57-59](#). Montenegro MA. (1986) Histología y Embriología del Sistema Estomatognático. Ediciones Facultad de Odontología, Universidad de Chile, Santiago, pp. 61-69.

- [58-60.](#) Buonocore M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-853.
- [59-61.](#) Perdigao J., Lopes M. (1999) Dentin bonding-State of the art. *Compend Contin Educ Dental* 1:191-209.
- [60-62.](#) Baratieri LN. (1993) *Operatoria Dental– Procedimientos Preventivos y Restauradores*. Editorial Quintessence, Segunda Edición, São Paulo, pp. 201-214.
63. James B., Summitt J. (2001) *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Segunda edición. Quintessence Publishing Co, Illinois, USA. pp. 191-194.
- [63-64.](#) Thomas H. (1985) The dentin-predentin complex and its permeability: Anatomical overview. *J Dent Res* 64:607-612.
- [64-65.](#) Garberoglio R., Brännström M. (1976) Scanning electron microscopic investigation of human dentin tubules. *Arch Oral Biol* 21:355-362.
- [65-66.](#) Vasiliadis L., Darling A., Levers BG. (1983) The amount and distribution of sclerotic human root dentine. *Arch Oral Biol* 28(7):645-649.
- [66-67.](#) Aasen SM. (1990) History of dentinal bonding. *Esthet Dent Update* 1:43-46.
- [67-68.](#) Brännstrom M., Nordenwall KJ. (1977) The effect of acid etching on enamel, dentin and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 56:917-923.
- [68-69.](#) Tagami J., Tao L., Pashley DH. (1990) Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mat* 6:45-50.
- [69-70.](#) Swift Jr EJ., Perdigao J., Heymann HO. (1995) Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int* 26(2):95-110.
- [70-71.](#) Miyasaki M., Tsubota K. (2002) Influence of Adhesive Application Duration on Dentin bond strength of single application Bonding Systems. *Oper Dent* 27:278-283.

Con formato: Numeración y viñetas

- [71-72](#). Pashley DH., Carvalho RM. (1997) Dentin permeability and dentin adhesion. *Journal of Dentistry* 25:355-372.
- [72-73](#). Lambrechts P., Wanherle G. (1982) Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer. *J Oral Rehab* 9(3):203-206.
74. Tezvergil A., Lassila LVJ., Vallittu PK. (2003) Composite-composite repair bond strength : effect of different adhesion primers. *J Dent* 31:521-525.
75. Sau CW., Y Oh GS., Koh H., Chee CS., Lim CC. (1999) Shear bond strength of repaired composite resins using a hybrid composite resin. *Oper Dent* 24(3):156-161.
- [78-76](#). Cesar PF., Meyer Faara PM., Miwa Caldart R. (2001) Tensile bond strength of composite repairs on Artglass using different surface treatments. A, *J Dent* 14:373-377.
- [79-77](#). Pisani-Proenca J., Erhardt MC. (2006) Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 96(6):412-417.
78. Galiatsatos AA. (2005) An indirect repair technique for fractured metal-ceramic restorations: a clinical report. *J Prosthet Dent* 93(4):321-3.
79. Tabatabaei MH., Alizade Y., Taalim S. (2004) Effect of various surface treatment on repair strength of composite resin. *J Dent TUMS Vol. 1, No.4*.
- [84-80](#). Wang H., Shimada Y., Tagami J. (2004) Shear bond stability of current adhesive systems to enamel. *Oper Dent* 29(2): 168-175.
- [85-81](#). Gordan VV., Shen C., Mjör IA. (2004) Marginal gap repair with flowable resin-based composites. *Gen Dent* 52(5):390-394.
82. Frankenberger R., Krämer N., Ebert J. (2003) Fatigue behavior of the resin-resin bond of partially replaced resin-based composite restorations. *Am J Dent* 16:17-22.

Con formato: Numeración y viñetas

Con formato: Numeración y viñetas

[88-83](#). Shen C., Mondragón E., Gordan VV., Mjör I. (2004) The effect of mechanical undercuts on the strength of composite repair. JADA 135(10):1406-1412.

Con formato: Numeración y viñetas

[89-84](#). Prime & Bond NT. Tecnología de Nanopartículas.

<http://www.dentsply.es/P&B/p&bnt.htm>

[90-85](#). 3M ESPE. Single bond 2.

Con formato: Numeración y viñetas

http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/es_MX/3M-ESPE/

[90](#).dental-professionals/products/category/bonding

Con formato: Numeración y viñetas