

52382

M. 498

088000
TC162r
1988
TOMOI

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE OPERATORIA DENTAL
VALPARAISO

"RESINAS COMPUESTAS DE INSERCIÓN DIRECTA E INDIRECTA."
SEMINARIO DE TESIS PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA.



PROFESOR GUIA: DRA. GLORIA CATALDO NIEVA
GRADO ACADEMICO: PROFESOR AUXILIAR

ALUMNOS: GIANINA CANEPPA MARTIN
ANDRES GAETE NAVARRO
REMY GONZALEZ STEVENSON
JAIME SARMIENTO CORNEJO



Dedicamos esta obra
al esfuerzo realizado
durante años por nuestras
familias, aquel que hoy
nos permite presentar a
Uds. el siguiente trabajo.

AGRADECIMIENTOS

Resulta difícil plasmar en el papel, la gratitud que embarga a un individuo cualquiera cuando recibe la ayuda desinteresada de una mano amiga en la gestación de una obra determinada.

Muchas veces se es ingrato con decenas de personas, que en el largo período de materialización de la labor emprendida, fueron omitidos por la fragilidad de la memoria.

Hoy queremos mencionar algunas de esas personas que ayudaron a llevar a término nuestra empresa. Rogando ser disculpados por aquellos que involuntariamente y por lo escueto del texto no sean mencionados.

A los docentes de la Cátedra de Operatoria Dental, principalmente a los Drs. Gloria Cataldo N. y Oscar Steenbecker G., sin cuyo esfuerzo individual no hubiésemos llevado a feliz término el presente Seminario de Tesis.

A nuestra compañera Srta. Jessica Oesterreich P., por su valiosa cooperación en nuestras obligadas incursiones en la lengua germánica.

Al Sr. Andrés Gómez K., quien tuvo la paciencia de introducirnos en el complejo mundo de la informática.

A la Srta. Verónica Campos T., que permitió en gran parte la realización de la fase clínica de nuestro trabajo.

Al Sr. Patricio Carmona D., por su labor desinteresada

y profesional.

A los Srs. Eduardo Guzmán G. y Raúl Astudillo O., por su invaluable aporte a esta obra.

Al Dr. Ricardo Moreno S., por esforzarse tanto como uno de nosotros.

A la Srta. Emma Fuenzalida N., por su paciencia.

A ellos y a muchos más les damos nuestros sinceros agradecimientos.

INDICE

	Página.
I. INTRODUCCION.....	2.
II. OBJETIVOS.....	6.
1. General	
2. Específicos	
III. MARCO TEORICO Y REVISION BIBLIOGRAFICA	
1. Historia de los materiales plástico-estéticos...9.	
2. Historia de las resinas compuestas.....11.	
3. Composición y propiedades generales de los composites.....13.	
4. Composición y propiedades de los composites en estudio.....24.	
5. Sistemas de anclaje, retención y adhesión de las cavidades y materiales a evaluar.....48.	
6. Aspectos particulares de cavidades clase II para la resina de aplicación directa.....62.	
7. Aspectos particulares de cavidades clase II para la resina de aplicación indirecta.....65.	
8. Justificación de los materiales seleccionados..68.	
IV. TRABAJO CLINICO Y DE LABORATORIO	

1.	Introducción.....	73.	
2.	Objetivos.....	74.	
3.	Planificación.....	75.	
4.	Materiales y Métodos.....	77.	
4.1.	Introducción.....	77.	
4.2.	Fases Metodológicas.....	77.	
4.3.	Presentación de ficha y explicación de pautas de cotejo y evaluación.....	86.	
4.4.	Tiempos operatorios de resinas de inserción directa.....	125.	
4.5.	Tiempos operatorios de resinas de inserción indirecta.....	142.	
4.6.	Fase de laboratorio del método indirecto.....	160.	
4.7.	Detalle de instrumental y material de apoyo de cada técnica.....	166.	
5.	Resultados.....	176.	
V. DISCUSION			
1.	Teórica.....	194.	
2.	Clínica.....	198.	
VI. CONCLUSIONES			
1.	Teóricas.....	211.	
2.	Clínicas.....	213.	
VII. COMENTARIOS.....			216.

VIII. ANEXOS.....218.

IX. BIBLIOGRAFIA.....276.

I. INTRODUCCION

I. INTRODUCCION

Si ambiciosamente urgásemos por un término que nos permitiese describir la característica fundamental de las resinas compuestas, éste sería ciertamente: versatilidad.

Empero todo material que permite su utilización en variadas alternativas, adolece normalmente de ciertas desventajas.

Aquí radica el grave riesgo que se corre con productos de la citada multiplicidad de uso, ya que también en muchas oportunidades se desestiman sus contraindicaciones en pro de un fin determinado.

Nadie desconoce tampoco la vertiginosa evolución seguida por los composites en la senda de proyectar dicha versatilidad y de solucionar sus principales falencias.

Los primeros productos incorporados al mercado odontológico no constituían bajo ningún punto de vista una solución duradera ni confiable, considerando: la dificultad de manejo, resultado de su facilidad de escurrimiento; inestabilidad de color; dificultad de pulido y otras múltiples condicionantes de aquel entonces.

Hoy la realidad es muy diferente, los avances tecnológicos en materiales dentales, han transformado a las resinas compuestas en productos relativamente confiables; sin que se niegue su importancia como alternativa restauradora definitiva para el sector anterior,

su utilización por aplicación directa en el sector posterior, especialmente en clase II, posee dentro de los especialistas tanto partidarios como detractores.

Basándose exclusivamente en parámetros objetivos su empleo en restauraciones ocluso-proximales en dientes posteriores se ve dificultada por la consistencia y facilidad de escurrimiento, imposibilitando que las matrices puedan contener en forma efectiva el material. Esto provoca: falta de adaptación y hombros a nivel del borde cavo-cervical, como también deficiencias en la relación de contacto proximal. Estas mismas características traen como consecuencia dificultades en la restitución de la anatomía y consecutivo a ello en la oclusión, tanto estática como dinámica.

Si a lo anterior agregamos las condicionante de pulido; las exigencias propias del material, como de su técnica de aplicación y finalmente su baja resistencia efectiva a la abrasión; podemos concluir que realizar un composite en clase II no resultaría una tarea fácil, ni tampoco una solución duradera.

En la actualidad las fábricas de biomateriales entregan una nueva forma de presentación de las resinas compuestas, a través de método indirecto. Esta requiere de una impresión, un modelo y un troquel, sobre el cual el laboratorio confeccionará una restauración de composite, para ser posteriormente cementada en la cavidad.

Indudablemente, mediante la citada técnica solucionamos algunas de las condicionantes de las resinas de aplicación directa, pero obviamente surgen nuevas dificultades, que ciertamente resulta indispensable evaluar.

II. OBJETIVOS

II. OBJETIVOS

II.1. OBJETIVO GENERAL:

Comparar en forma teórica y clínica resinas compuestas de aplicación directa e indirecta indicadas para la rehabilitación de piezas dentarias posteriores.

II.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS:

II.2.1. TEORICOS:

- a) Describir la composición y propiedades de la resina compuesta seleccionada, tanto para uso directo como indirecto.
- b) Describir las propiedades de anclaje, retención y adhesión de los productos seleccionados.
- c) Enunciar los aspectos particulares de las cavidades para ambas técnicas restauradoras.
- d) Justificar los materiales seleccionados.

II.2.2. CLINICOS:

- a) En base a la confección de restauraciones de clase II por métodos directo e indirecto en un mismo paciente, ya sea en dientes vecinos, homólogos o antagónicos, comparar una técnica respecto de la otra.

- b) Establecer qué técnica de restauración entrega mejor anatomía.
- c) Determinar qué técnica de restauración otorga mejor resultado respecto de oclusión.
- d) Establecer cuál técnica presenta mejor integridad marginal.
- e) Determinar qué vía de restauración soluciona más efectivamente los problemas de ajuste y sobreextensión.
- f) Establecer qué método de restauración oclusal obtiene los menores índices de hombros cervicales.
- g) Determinar qué método restaura en mejor forma el contorno proximal.
- h) Establecer cuál sistema obtiene una mejor calidad de la zona de contacto proximal.
- i) Determinar qué vía de restauración puede obtener un mejor pulido final.
- j) Establecer qué técnica requiere de menor tiempo clínico efectivo.



III. MARCO TEORICO Y REVISION BIBLIOGRAFICA

III. MARCO TEORICO Y REVISION BIBLIOGRAFICA

III.1. HISTORIA DE LOS MATERIALES PLASTICO-ESTETICOS:

Cualquier esbozo de historia de los materiales plástico-estéticos debe contener una mención especial para el cemento de silicato, considerado como el primer intento serio de obtener un producto que restituyese la estética. Introducido a la profesión a fines del siglo XIX, fue modificado en su composición en la primera década de nuestro siglo, fórmula que se mantiene hasta el día de hoy.

La incorporación de las resinas, sustancias compuestas fundamentalmente por: ámbar, colofonia, goma laca, gutapercha y laca; permite avanzar otro paso en el camino de los citados materiales. (37)

La era de los plásticos hace su ingreso a escena por medio de una resina fenólica, la Bakelita, descubierta por el Dr. LEO HENDRIX BAEQUELAND en 1909. (37)

El primer producto comercial, resultado de la incorporación de las resinas sintéticas, fué el Vermolite, resina acrílica polimerizada por calor y utilizada en la confección de aparatología protésica removible. (37)

En 1947 se dieron a conocer trabajos realizados en Alemania sobre resinas sintéticas polimerizadas por un agente químico a temperatura ambiente, utilizadas a partir de 1950. (37)

Luego aparecerían las resinas vinílicas, el poliestireno, el poliéster y las resinas epóxicas, las que componen el sistema resinoso de los composites, los que son incorporados en 1963. [Las resinas epóxicas comenzaron a utilizarse por tener propiedades físicas superiores a las resinas acrílicas, y constituyen la base de la fórmula de los composites propuesta por BOWEN en 1962.(04)]

En 1955 BUONOCORE describió el uso del ácido fosfórico para descalcificar el esmalte adyacente a la cavidad con el fin de aumentar la adhesión del acrílico a las paredes de esmalte, obteniendo buenos resultados.(37)

[Otra de las modificaciones realizada a las resinas acrílicas, que tendía a disminuir una de sus grandes desventajas, fué el cambio de activador de polimerización, la amina terciaria por el ácido sulfónico, dando origen a los acrílicos mejorados, como el Bonfil (Caulk) y el Sevriton Simplified (DFL).(37)]

Desde entonces grandes cambios se han sucedido y las resinas compuestas no han estado ajenas a ellos.



III.2. HISTORIA DE LAS RESINAS COMPUESTAS:

Todo nuevo producto busca solucionar, en mayor o menor grado, las deficiencias y desventajas de uno que lo precede.

[Las resinas compuestas no son la excepción, y buscan dar respuesta a los problemas insolubles que presentaban las resinas acrílicas. Así, se comenzó a investigar la posibilidad de generar un material que pudiera eliminar características como: baja dureza, alto coeficiente de expansión térmica, baja resistencia a la abrasión y otros. El trabajo de BOWEN es clásico en este campo, no por que él fuera el primero en sugerir el concepto de restauración estética, sino por su aporte en las características de estos productos.(04)

El término composite se refiere a una combinación de materiales químicos menores, de diferente estructura, y con una interfase distinta, separando los componentes. En forma sinérgica, el todo es mayor a la suma de las partes, por lo que las propiedades físicas resultan optimizadas.(04)

El 27 de Noviembre de 1962 BOWEN patentó una fórmula ante el United States National Bureau of Standards, [consistente en una resina reforzada con un 75 a 80% de sílice, cuyas partículas son previamente tratadas con vinil xilano, el cual permite la unión química entre la resina y el sílice.(37)

A partir de la fórmula de BOWEN se han elaborado una infinidad de productos comerciales, sin que muchos de ellos tuvieran el éxito esperado, siendo retirados del mercado tras corto período de elaboración; como el caso del Polakay, propuesto por FISCHER, el que fue eliminado tras sólo tres años de producción.(37)

Hemos revisado en forma somera algunos hitos importantes de la historia de las resinas compuestas para demostrar en parte, que a pesar del poco tiempo que estos materiales llevan en la palestra odontológica como tales, poseen antecesores de larga data. Además queremos establecer que pese a su corta vida, ésta ha estado provista de constantes avances, que hoy se manifiestan por medio del método indirecto. Método que como ya hemos manifestado requiere de un análisis concienzudo; por la vía de éste y otros múltiples estudios.



III.3. COMPOSICION Y PROPIEDADES GENERALES DE LOS COMPOSITES:

III.3.1. INTRODUCCION:

Este capítulo no pretende realizar un tratado respecto de las resinas compuestas, sino recordar ciertos puntos de importancia que serán utilizados posteriormente para desarrollar temas específicos del Seminario.

III.3.2. COMPOSICION DE LOS COMPOSITES:

Una resina compuesta se encuentra formada fundamentalmente por dos componentes. Una fase denominada matriz orgánica que esta constituida por polímeros y remanentes de monómeros, reguladores de viscosidad, catalizadores (iniciadores químicos), aceleradores, inhibidores de polimerización y fotoactivadores en el caso de los composites fotocurados. Una fase llamada dispersa, formada por partículas inorgánicas o partículas coloidales inorgánicas, y posiblemente por una cierta cantidad de partículas de polímeros.(40)

Además se reconoce una tercera fase interfacial, que funciona como agente de unión entre las dos fases anteriormente citadas, por medio de grupos funcionales libres.(40)

* 1.- COMPONENTES:

A) FASE MATRIZ ORGANICA:

A.1. Oligómeros: conforman en esencia la matriz orgánica, siendo su representante más difundido el Bis-Gma (llamado así por los reactivos bis-fenol A y metacrilato de glicidilo) de peso molecular de 500 a 5000. (37)

Desde la incorporación de los oligómeros Bis-Gma (dentro de los cuales se cuenta también un segundo Bis-Gma (bisfenol A y ácido metacrílico), de menor peso molecular, que cumple con el propósito de aumentar la resistencia a la abrasión y la rigidez), se ha utilizado también oligómeros de diacrilato de uretano en combinación con oligómeros Bis-Gma y otra gran variedad de oligómeros, muchos de los cuales aún se encuentran en fase experimental. (37)

A.2. Reguladores de viscosidad: dentro de ellos encontramos el metilmetacrilato (MMA), etilenglicol dimetacrilato (EDMA), trietilenglicol dimetacrilato (TEDMA), que cumplen la función de regular la alta viscosidad del Bis-Gma. (37)

A.3. Inhibidores: permiten otorgar una vida media adecuada a sus requerimientos a las resinas compuestas, previniendo una polimerización prematura. (40)

Ejemplos de ellos son: 4-metoxifenol (PMP) y 2,4,6-

triertiaributilfenol (BHT).(40)

A.4. Iniciadores (catalizadores): el más común de ellos el peróxido de benzoílo (PB), es descompuesto por calor, luz y algunos agentes químicos. que dejan radicales libres capaces de iniciar la polimerización.(40)

A.5. Aceleradores: son aminas aromáticas terciarias, como la N,N-dimetilparatoluidina y la N,N-dihidroxietilenparatouidina. que interactúan con el peróxido de benzoílo a temperatura ambiente para producir radicales libres. que inician la reacción de polimerización.(40)

A.6. Fotoactivadores: permiten la iniciación de la reacción de polimerización por radiación electromagnética, como la luz visible (420 a 450 nm.) o luz ultravioleta (en el rango de los 365 nm.).(37)

Para sistemas de luz visible, se emplea un diquetono (camforoquinona) combinado con una amina orgánica (N,N-dimetilaminoetilenmetacrilato) y para los sistemas de luz ultravioleta se aprovecha un compuesto orgánico, el éter alquílico de la benzoína. que genera radicales libres bajo la influencia de esta fuente lumínica.(37)

Existen algunos otros integrantes de la fase matriz

orgánica, que no son mencionados y que dependen de ciertas formulaciones particulares.

B) FASE DISPERSA:

Los materiales utilizados comunmente para refuerzo son: cuarzo, borosilicato, vidrios y cerámicas de vidrio. Los vidrios y cerámicas pueden ser litio, aluminio, aluminio-bario y estroncio de aluminosilicato.(40)

El porcentaje de relleno y el tamaño de las partículas varía considerablemente de un producto a otro, existiendo también diferencias entre la forma de las mismas que puede ser fibras, esférica o trapezoidal.(37)

El tamaño de la partícula determina muchas de las propiedades que posteriormente tendrá el composite, lo que lleva incluso a una clasificación de dichos materiales a expensas de ella:

- 1.-Tipo I: macropartícula, más de 10 micrones.
- 2.-Tipo II: micropartícula, hasta 1 micrón.
- 3.-Tipo III: partícula pequeña, de 1 a 10 micrones.
- 4.-Tipo IV: híbrido, mezcla de micro y macropartícula.(03)

Con el propósito de obtener una superficie más lisa se ha reducido considerablemente el tamaño de la partícula, pero se produce consecutivamente una mayor contracción de polimerización producto del aumento de la proporción de fase matriz. Para compensar dicho fenómeno se ha

polimerizado el composite y vuelto a triturar, reduciendo la contracción de la fase de polimerización.(37)

Las funciones que cumple la fase dispersa son: inhibir la deformación de la matriz, reducir el coeficiente de expansión térmica, reducir la contracción de polimerización, aumentar la resistencia compresiva y tensional, aumentar la dureza, brindar características radiopacas y por último dificultar el pulido.

C) AGENTE DE UNION:

Los materiales de unión más comunes son los denominados silanos, como el gama-glicidoxipropiltrimetoxisilano y el gama-metacriloxipropiltrimetoxisilano.(37)

Su función consiste en generar una reacción con la fase orgánica y adherirse a la fase inorgánica, permitiendo con ello mejorar las propiedades mecánicas debido a la transferencia del stress bajo carga, del relleno a la matriz, que es notoriamente más dúctil. Para que esta transferencia sea efectiva debe existir un buen lazo entre las fases matriz y de relleno.

El mecanismo de unión se cree que envuelve hidrólisis de los grupos metóxicos con superficie de agua en el relleno o con grupos de silano o aluminio del mismo. Las uniones dobles de carbono insaturado están disponibles para la polimerización con la matriz durante la aplicación de la

resina compuesta.

Las moléculas multifuncionales poseen por lo menos dos grupos reactivos, de los cuales uno debe ser capaz de reaccionar con el cristal de la hidroxiapatita y quedar unido a él, y por otro lado ser capaz de reaccionar con el material restaurador.

Tres son las sustancias desarrolladas con este propósito: la primera está basada en la unión de la N-fenilglicidina y el metacrilato de glicidilo (a través de la final glicidina es posible lograr unión al calcio de la apatita y por doble ligadura al composite), la segunda es el gama-metacretoxipropilxilano (el agente de enlace tiene su explicación en el tratamiento de la partícula inorgánica que posee todo composite para lograr la unión química entre la partícula inorgánica y la resina), y la tercera funciona en base al injerto al colágeno (haciendo polimerizar al acrílico con un activador, tributilborano, se logra adhesión en dentina en base a la reacción del material con grupos oxidrilos de la hidroxiapatita e hidroxilisina, que son productos residuales de la formación del colágeno).(37)

Además de los componentes anteriormente citados cabe recalcar que encontramos todos aquellos que poseen relación a los mecanismos de activación de la polimerización, ya sea por vía química o por activación lumínica en sus variedades halógena o ultravioleta.

III.3.3. PROPIEDADES GENERALES DE LOS COMPOSITES:

Las propiedades serán enunciadas en forma general para los composites de fotopolimerización, a manera de referencia para las especificaciones posteriores de los dos materiales en estudio.

1.- PROPIEDADES MECANICAS:

A) DUREZA: dicho parámetro siempre es referencial, determinando su resistencia en relación a otros materiales duros como el acero o diamante.

A.1. DUREZA KNOOP: se mide el número de Kilógramos para realizar una indentación de 1 milímetro de profundidad.(27)

A.2. DUREZA BRINELL: indentación realizada con esfera de acero (1/2 pulgada).(27)

A.3. DUREZA ROCKWELL: indentación realizada con esfera de acero (1/16 pulgada).(27)

La dureza Rockwell de los composites de fotopolimerización fluctúa entre 100 y 116.(37)

B) MODULO ELASTICO: representa la susceptibilidad a la deformación plástica, cuando un material es sometido a la acción de fuerzas masticatorias.(29)

Las unidades de mayor utilización son: Kg/cm², psi,

GPa.

El módulo elástico de los composites fotopolimerizados convencionales es de: 15 a 20 GPa, en comparación con los de micropartícula con 3 a 5 GPa.(37)

El módulo elástico es en forma general para los composites de 0.07 a $0.12 \times 10^{(-5)}$ Kg/cm².(37)

C) TENSION: dentro de este concepto se incorporan:

C.1. traccional

C.2. compresiva

C.3. corte

Corresponde a un concepto de fuerza aplicada sobre una superficie, y se expresa por lo tanto en unidades como: Kg/cm², MPa o psi.

Sumado a los conceptos tensionales y derivados de ellos se obtiene el concepto de resistencia final, expresado por la vía de la resistencia compresiva y resistencia traccional que a continuación se entregan.

La resistencia compresiva de las resinas fotoactivadas es de 34500 a 57000 psi.(37)

La resistencia traccional de los materiales fotopolimerizados va de 5100 a 9700 psi.(37)

D) ABRASION: con valores promedio de:

1 mgr/hora de trabajo

7.2 a 8.0 mm³/mm x $10^{(-4)}$.(37)

Otras propiedades mecánicas que comunmente son usadas en materiales dentales son:

D.1. Deformación mecánica: expresada a través de la curva de tensión/deformación. Siendo hitos importantes dentro de ella: el límite proporcional y la resistencia a la fluencia. (27)

D.2. Alargamiento (ductibilidad)-compresión (maleabilidad): que exponen deformación plástica entre el límite proporcional y la resistencia a la tracción final. (29)

D.3. Resiliencia y tenacidad: siendo la primera la energía necesaria para deformar un cuerpo en forma permanente y la segunda la energía necesaria para fracturarlo. (29)

2.- PROPIEDADES FISICAS:

A) COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA: cuya fórmula es:

$$\frac{l_2 - l_1}{l_1} : \frac{t_2 - t_1}{t_1} \quad (29)$$

Va de 27.6 a 55 ppm/oC en las resinas compuestas fotoactivadas. (37)

B) CONDUCTIBILIDAD TERMICA: número de calorías que se transmiten a través de un cuerpo en un segundo en un centímetro cuadrado.(29)

Promedio de los composites de fotocurado: 25 a 33 cal/seg/cm² (oC/cm) x 10⁽⁻⁴⁾.(37)

C) CONTRACCION DE POLIMERIZACION: producto de la reacción química.

Promedio: 1.2 a 1.6% por volumen.(37)

D) SORCION: que involucra adsorción y absorción.

Absorción de agua: 0.6 a 0.8 mg/cm².(37)

E) POROSIDAD:

1.8 a 4.6%.(37)

F) SOLUBILIDAD EN AGUA:

0.01 a 0.15 mg/cm².(37)

G) ANGULO DE CONTACTO:

65 grados por agua.(37)

H) DENSIDAD:

1.98(0,01) a 2.16(0.03) gr/cc.(37)

3.- PROPIEDADES BIOLÓGICAS:

Existe una permanente discusión respecto de la capacidad irritante de los composites sobre el tejido pulpar, especialmente a causa de moléculas libres, como el monómero y el peróxido de benzoílo.

Por ello, sumado a la necesidad de un grabado ácido del esmalte (que en forma práctica resulta casi imposible de circunscribir exclusivamente al esmalte) se prefiere la utilización de una base cavitaria.

Como aspecto positivo se destaca la baja recidiva de caries en relación a estas restauraciones, producto de su buena adaptación marginal y resistencia a la percolación.

4.- PROPIEDADES ESTÉTICAS:

Los avances alcanzados en los últimos años permiten contar con una gran variedad de resinas compuestas capaces de solucionar casi todos los desafíos estéticos.



III.4. COMPOSICION Y PROPIEDADES DE LOS COMPOSITE EN ESTUDIO.

III.4.1. Sistema P-50 y Scotchbond 2:

1.- Composición.

Al analizar la composición química de un material, se debe recordar los aspectos básicos en lo que a ese material se refiere.

El composite convencional contiene partículas inorgánicas suspendidas en una malla de resina. Cuando están bien asentadas, no tan sólo la superficie, sino también la masa completa de este material es rica en resina.

Con el contacto dentario oponente y la abrasión con los alimentos y el cepillado, la resina que es más blanda, preferentemente se desgasta exponiendo las partículas de relleno que son más duras. Cuando suficiente cantidad de resina es desgastada, las partículas de relleno se pierden. Esto expone más superficie rica en resina y el proceso de desgaste continúa, resultando en la pérdida de anatomía de la restauración. Este es el mecanismo aceptado, mediante el cual las resinas compuestas se desgastan.

Mientras las resinas compuestas han sido mejoradas durante los años y generalmente muestran una resistencia

abrasiva o al desgaste aceptable para los dientes anteriores, aún están compuestas por una malla de resina y están sujetas al desgaste excesivo en las restauraciones posteriores.

Existe una teoría, la cual dice que al aumentar el volumen del relleno y disminuir el contenido de resina blanda el desgaste podría ser reducido en forma significativa.

Este avance ha resultado en el desarrollo de Resina Cerámica Adhesiva (RBC) de la 3M. El gran paso siguiente era prevenir que las partículas de relleno se carguen de la resina. Este avance fue publicado como Advance Particle Coupling (APC). (39)

Ahora revisaremos la evolución de una línea de productos dentales para restauración de dientes posteriores, como lo son las resinas de la fábrica 3M, ya que utilizaremos como material de prueba una de sus resinas para posteriores: el P-50.

a.- P-10 (RBC): El relleno es cuarzo. A causa de ser 100% sílice (SiO_2), provee un número grande de sitios de silanol (SiOH), por unidad de área para reaccionar con un agente de enlace. (39)

b.- P-30 (RBC): El relleno de este producto es un vidrio formulado con óxido de zinc para la radiopacidad con otros óxidos metálicos agregados para proveer un índice adecuado de refracción y propiedades adecuadas. El contenido de

SiO₂ es menos que el 100% como en el P-10.(39)

Por ello el P-30 con su relleno de vidrio-zinc tiene menos grupos de silanol expuestos para reaccionar con el agente de enlace.

La tecnología especial APC ha permitido anclar mejor el relleno a la matriz de resina. Como se sabe la resistencia al desgaste en boca del P-30 es satisfactoria, pero igual se desgastan ante la inmensa fuerza masticatoria.(39)

c.- P-50 (RBC): El relleno es un material sintético de zirconia/silice endurecido, lo cual lo hace más resistente al desgaste. El contenido de SiO₂ es menor que en el P-10 pero es mayor que en el P-30.(39)

El resultado es un relleno que no solamente está anclado firmemente a la matriz de resina, sino que resulta ser también de mayor dureza.

En resumen los RBC se encuentran en un punto en que no sólo contienen un alto porcentaje de relleno y APC, sino que también utilizan un relleno endurecido.

A) Matriz

La matriz del P-50 (RBC) consiste en un Bis - metacrilato de glicidilo (Bis-Gma) y Dimetacrilato trietilenglicol (TEGDMA). La columna vertebral es la misma que se utiliza en todos los otros productos para restauraciones dentales de la fábrica 3M, como por ejemplo

el P-30.(39)

B) Relleno

P-50 (RBC) utiliza una innovación de 3M del sistema de endurecimiento del relleno. Su relleno es el único que no es preparado a partir de un vidrio derretido, con un mínimo de mineral, sino más bien es una mezcla densa y amorfa de zirconia tetragonal y sílice.(39)

Teóricamente, una mezcla densa significa que los átomos de relleno zirconia / sílice son empacados y acercados tanto como sea posible. Tetragonal se refiere al labrado de los cristales de zirconia en el relleno de P-50 (RBC).(39)

La presencia de zirconia tetragonal resulta en partículas que poseen la propiedad de crecer a través del mecanismo conocido como transformación y endurecimiento. Este proceso es un mecanismo mediante el cual el relleno absorbe parte de la energía de ruptura de los enlaces y la capta continuando la propagación. El P-50 tiene tres tiempos de ruptura y endurecimiento, no como los vidrios convencionales. Esto contribuye a que P-50 (RBC) tenga una mayor dureza y resistencia a la abrasión.

La zirconia juega otro rol en este producto ya que entrega la radiopacidad y es por eso que las partículas de P-50 poseen buen contraste entre la restauración y

la estructura dentaria.(39)

La composición fue formulada para que la superficie de cada partícula contenga un largo número de grupos de silanol (Si(OH)), comparado con lo normal de los vidrios preparados de bario y estroncio.

Esto da como resultado que la capacidad de adhesión es fuerte entre partículas y de esta forma el material mejora la dureza y la resistencia a la abrasión.

Otro aspecto clave en el relleno empleado en P-50 es la distribución y selección por tamaño de las partículas. Los científicos de la 3M desarrollaron un proceso especial de tal manera de obtener el 100% de las partículas con un tamaño menor a 10 micrones. No obstante el P-50 tiene un alto contenido de relleno en volumen, lo que no sucede así en las RBC corrientes.

Esto da como resultado una mayor capacidad de pulido y una disminución en el promedio de distancia de espacio entre partícula y partícula, lo que aumenta la resistencia a la abrasión y a la presión.

Esta mayor fracción de relleno en volumen dentro del material le da la característica de ser firme, fácil de condensar y manipular.

2.- Propiedades

En un material restaurador es siempre interesante conocer

algunas de sus propiedades físicas y mecánicas.

A) Resistencia al desgaste: Para ello revisaremos la realización de test específicos para evaluar resistencia al desgaste de los materiales.

El DR. CAREL DAVISON (University of Amsterdam) confeccionó un test de desgaste en el cual se utilizan tres cuerpos de prueba sobre los cuales se pasan dos discos giratorios, obteniéndose una media abrasiva. (39)

El otro test de desgaste es el del DR. WILLIAMS DOUGLAS (University of Minesota), que consiste en masticación artificial con un aplastador mecánico que se va acercando a dos cuerpos de prueba. A medida que se desgastan, se determina la resistencia de ellos a este proceso. (39)

Los datos obtenidos para distintos materiales de restauración con estos test son presentados a continuación:

- Test de DAVISON para P-50 = 0.78
- Test de DAVISON para P-30 = 1.28
- Test de DAVISON para P-10 = 1.00
- Test de DAVISON para Herculite = 1.82
- Test de DAVISON para Occlusin = 1.92
- Test de DAVISON para Ful-Fil = -
- Test de DAVISON para Amalgama = 0.96. (39)

Con el test de DOUGLAS se vieron los siguientes resultados (pérdida a los 300000 ciclos en mm³)

- Test de DOUGLAS para P-50 = 0.04
- Test de DOUGLAS para P-30 = 0.12

- Test de DOUGLAS para P-10 = 0.04
- Test de DOUGLAS para Herculite H = 0.051
- Test de DOUGLAS para Occlusin = 0.12
- Test de DOUGLAS para Ful-Fil = 0.12
- Test de DOUGLAS para Amalgama = - .(39)

B) Fuerza compresiva: (a las 24 hrs de realizada en psi)

P-50 = 54000 - 58000

P-30 = 54000 - 58000

P-10 = 54000 - 58000

Herculite XR = 58800

Occlusin = 52500

Ful-Fil = 55100

Amalgama = 17000 (a 1 hora)

56100 (a 7 días).(39)

C) Fuerza tensional diametral (FTD) a las 24 hrs en psi:

P-50 = 12900

P-30 = 10900

P-10 = 11300

Herculite XR = 10400

Occlusin = 10600

Ful-Fil = 11100

Amalgama = 434 (a los 15 minutos)

6200 (a los 7 días).(39)

D) Absorción de agua (según la especificación 27 de ADA,
en mg/cm²):

P-50 = 0.52



P-30 = 0.56
 P-10 = 0.58
 Herculite XR = 0.71
 Occlusin = 0.50
 Ful-Fil = 0.71
 Amalgama = - .(39)

E) Radiopacidad:

Estructura	Density ratio
Dentina	1.00
Esmalte	1.19
P-50 (RBC)	1.52
Herculite XR	1.37
Occlusin	1.71
Ful-Fil	1.49
Amalgama	13.00.(39)

A mayor número, mayor radiopacidad.

F) Tipo y porcentaje de relleno:

P-50 = zirconia/silice	87.5% (en peso)	77% (vol)
P-30 = vidrio y zinc	87.5% (en peso)	75% (vol)
P-10 = cuarzo	85.5% (en peso)	74% (vol)
Herculite = vidrio y bario	75 lit	-
Occlusin = vidrio y bario	86.0% (en peso)	69 lit
Ful-Fil = vidrio y bario	76.0% (en peso)	56 lit.(39)

G) Tamaño de partícula (en micrones):

P-50 = 1.5
 P-30 = 3.5

P-10 = 3.0

Herculite XR = 0.6

Occlusin = 6.0

Ful-Fil = 2.2.(39)

H) Espacio entre partícula y partícula (en micrones):

P-50 = -

P-30 = 0.14

P-10 = 0.11

Herculite = 0.18

Occlusin = -

Ful-Fil = 0.19.(39)

Set de composite P-50:



Adhesivo Scotchbond 2 y Scotchprep:



III.4. COMPOSICION Y PROPIEDADES DE LOS COMPOSITES EN ESTUDIO:

III.4.2. Sistema SR-Isosit Inlay/Onlay:

1.- INTRODUCCION:

En el camino que recorre la odontología restauradora en la búsqueda del material ideal, surgió hace pocos años la posibilidad de restaurar estéticamente las caras oclusales y proximales de las piezas posteriores, gracias a la aparición de resinas compuestas macrocargadas. Sin embargo con el transcurso del tiempo desde la incorporación de las resinas compuestas hasta ahora, junto con surgir nuevos materiales han emergido nuevos problemas.

Es así, como la resistencia al desgaste, la contracción de polimerización, los defectos en la polimerización, y la posibilidad cierta de obtener una estética y función perfecta, se han convertido en factores críticos dentro de este tipo de restauraciones.

Por lo tanto, si se consigue un material estético, resistente, que alcance un óptimo grado de polimerización, que no sufra contracción ni albergue aire en su interior y que nos elimine los problemas técnicos de polimerización en zonas profundas, confección de una anatomía oclusal funcional y configuración correcta del punto de contacto,

la estomatología conservadora habrá dado un paso adelante.

Con esta idea, han surgido las incrustaciones de resinas compuestas, las cuales se han propuesto como una solución a algunos de estos inconvenientes.(08)

En forma independiente de lo enunciado anteriormente hay que destacar la presencia a nivel internacional de dos corrientes de la odontoestética, la de SOZIO que postula que antes de fin de siglo, las aleaciones casi habrán desaparecido, siendo reemplazadas por las cerámicas (coladas, inyectadas, etc.). Por otro lado JAMES, TOUATI y BRUNOLD auguran que las resinas compuestas permitirán realizar restauraciones prostodóncicas de alto grado de similitud a colados.(08)

Un análisis de las incrustaciones de resinas compuestas, realizado por GARCIA BARBERO y LOPEZ CALVO, nos permite visualizar en una forma objetiva, las ventajas y desventajas de dicha técnica.(08)

Dentro de las ventajas encontramos:

A) Soluciona el problema de la polimerización insuficiente, homogénea y sin burbujas, debido a la utilización de una técnica indirecta (calor y presión).(08)

B) Elimina la tensión generada en las paredes cavitarias debido a que la contracción de polimerización se compensa antes de su inserción en boca debido a la expansión higroscópica, al polimerizar en agua.(08)

C) Disminuye la interfase a niveles despreciables por la

compensación en el laboratorio de la contracción de polimerización; la que es llenada por la finísima capa de resina cementante.(08)

D) Disminuye la filtración marginal por el uso complementario de la técnica de grabado ácido.(08)

E) Aumenta la resistencia al desgaste por las características de la polimerización y el tipo de material empleado.(08)

F) El trabajo sobre modelos permite la configuración adecuada de anatomía y punto de contacto.(08)

Los problemas de las IRC son:

A) La indispensable necesidad de dos sesiones clínicas.(08)

B) El requerimiento de impresiones y provisorios.(08)

C) La prueba de incrustación que constituye una etapa de alta dificultad, por lo complejo de su retiro.(08)

D) El uso casi seguro de anestesia en la segunda sesión, a causa del grabado ácido; que dificulta los controles oclusales posteriores.(08)

E) Indispensable es el aislamiento riguroso para el grabado ácido propuesto por JAMES.(22)(23)

2.- COMPOSICION Y PROPIEDADES:

En la reseña que hace el fabricante (Ivoclar AG) sobre su material SR Isosit I/O.. lo define como un material

homogéneo, microparticulado, radiopaco, que polimeriza bajo presión y calor, y que no posee ni refuerzos orgánicos ni inorgánicos de tipo clásico (sistemas microparticulados o híbridos) y tampoco pre-polímeros. Por el contrario está reforzado por un relleno puro cuyo tamaño de partículas no supera los 0.04 micrometros. Esta compuesto por un 22 a 25% en peso de dimetacrilato de uretano y dimetacrilato alifático (copolímeros), un 20% en peso de agente radiopaco (fluoruro de lantánidos), un 53 a 56% en peso de ácido silícico pirolítico altamente disperso (material de relleno) y un 2% aproximadamente de catalizadores, estabilizadores y pigmentos. El contenido en refuerzos de este material alcanza al 74% en peso y al 56% en volumen. Su densidad aproximada es de 2g/ml.(14)(17)(18)

El fabricante basa las propiedades que presenta este material en su composición y fabricación y en la forma como polimeriza, 120 grados Celcius durante 10 minutos a 6 bar de presión:

A) Indica que es un material con alto contenido de partículas de refuerzo homogéneas, que le dan una gran resistencia a la deformación; y esto clínicamente significa que se evitan microfracturas por la carga masticatoria.(14)

B) Gracias a polimerizar bajo calor y presión (120 grados Celcius y 6 bar), posee gran resistencia a la abrasión, está libre de porosidades y es pulible a alto brillo.(16)

C) Por ser radiopaco permite su control radiográfico.(17)

D) Posee una gran estabilidad dimensional (alto módulo de elasticidad). (14) (15) (16) (17) (18)

E) Es química y físicamente compatible con el cemento de fijación Dual, debido a la concordancia en la composición de estos materiales. (15)

Sus propiedades físicas, tras una semana almacenado en agua a 37 grados Celcius, se pueden cuantificar en:

A) Resistencia a la flexión: 90 a 120 N/mm².

B) Módulo de elasticidad : 7000 a 10000 N/mm².

C) Resistencia compresiva : 480 a 550 N/mm².

D) Deformación a 200 MPa : 3.5 a 4.5%.

E) Dureza Vickers 0.5/30 : 500 a 600 N/mm².

F) Densidad (calculada) : 2.0 g/ml.

G) Radiopacidad : 250% Al.

H) Absorción de agua : <2% (07) (14) (22)

Por otra parte el Cemento Dual Radiopaco TM (Ivoclar AG), que se ha comercializado para el Sistema SR -Isosit I/O, que se define como un material bicomponente, foto y autopolimerizable (Sistema Dual), usado para la fijación de inlays y onlays de composite o cerámica. En insoluble en boca y tiene una transparencia y color similar al diente natural. Destaca por su dureza final, su resistencia a la abrasión y su gran adhesión al esmalte grabado. (07)

Su composición química se resume en el siguiente cuadro:

	Base (% en peso)	Catalizador (% en peso)
A) Dimetacrilato de uretano y dimetacrilato alifático:	33.9-37.5	36.4-40.2
B) Acido silícico pirolítico altamente disperso:	39.0-43.0	39.0-43.0
C) Agente radiopaco:	21.5-23.7	19.0-21.0
D) Catalizadores, pigmentos y estabilizadores:	0.57-0.53	0.67-0.73

Como se aprecia en el cuadro, al igual que el sistema SR-Isosit I/O, el Cemento Dual está formado por dimetacrilato de uretano y dimetacrilato alifático, con sólo un 40 % en peso de relleno inorgánico de sílice pirolítico, además de los agentes radiopacificantes (fluoruro de lantánidos), catalizadores, etc.

Para conseguir un tiempo de trabajo adecuado se le han incorporado dos sistemas de polimerización. Autopolimerizable a base de dicetona/amina incorporada a la pasta base.

Gracias a este sistema (dual) podemos polimerizar en superficie cuando nos interese y el resto del material cementable no accesible a la luz comenzará su polimerización aproximadamente cinco a seis minutos después

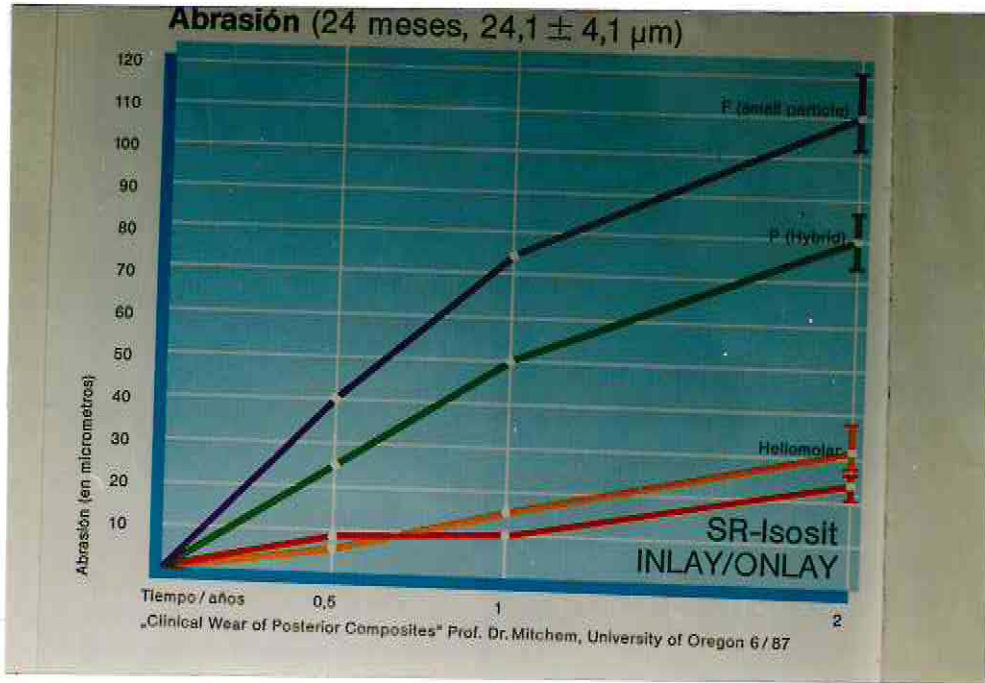
de la mezcla. La completa polimerización sin fotopolimerización requiere más de treinta minutos.

Debido a que lleva mucha cantidad de resina (37% en peso), sufre una contracción de polimerización de aproximadamente un 6%. Por ello debe prepararse la cavidad de forma que el Dual TM vaya a ocupar sólo una capa muy fina. Los socavamientos grandes en zonas retentivas deben ser aliviados con cemento de ionómero vítreo, que no sufre contracción, mejor que con el Dual TM.

Las propiedades físicas del Cemento Dual Radiopaco TM tras 24 horas a 37 grados celcius, indican :

A) Resistencia a la flexión:	100 N/mm ²
B) Módulo de elasticidad:	4500 N/mm ²
C) Resistencia compresiva:	370 N/mm ²
D) Deformación a 200 MPa:	7%
E) Dureza Vickers 0.5/30:	380 N/mm ²
F) Absorción de agua:	0.5%
G) Pérdida de agua:	0.3%

Fotografía que muestra un gráfico comparativo de abrasión de el SR-Isosit I/O y otros productos:



Master de Sistema SR-Isosit I/O:



III.4.3. COMPARACION DE COMPOSICION Y PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS EN ESTUDIO:

En las páginas siguientes se realizará un paralelo de la composición y propiedades de las resinas compuestas seleccionadas por el grupo de trabajo.

A continuación se destacan algunas observaciones que deben ser tomadas en cuenta previo a la exposición de los puntos antes enunciados:

- A) La comparación de los productos en estudio se vió dificultada por lo limitado de la información existente.
- B) Se destaca además que la literatura utilizada corresponde principalmente a aquella entregada por los respectivos fabricantes, por lo que el grupo de trabajo se limita a reproducirla en forma textual, sin responsabilizarse de su objetividad.
- C) En los cuadros siguientes se presentan exclusivamente las resinas seleccionadas. De requerirse otros materiales con el propósito de ser empleados como puntos de referencia, se recomienda consultar los capítulos correspondientes a cada producto.

1.- PARALELO DE LA COMPOSICION DE AMBOS PRODUCTOS:

A) PARALELO RESPECTO DEL TIPO DE RELLENO:

MATERIAL	TIPO DE RELLENO

RESINA DE INSERCIÓN	MATERIAL SINTÉTICO
DIRECTA: P-50 TM	DE ZIRCONIA Y
3M DIVISION DENTAL	SILICE

RESINA DE INSERCIÓN	ACIDO SILICICO Y
INDIRECTA:SR ISOSIT	PIROLITICO
I/O IVOCLAR	

B) PARALELO RESPECTO DE TIPO DE MATRIZ:

MATERIAL

TIPO DE MATRIZ

RESINA DE INSERCIÓN

BISMETACRILATO DE GLICIDILO

DIRECTA: P-50 TM

(BIS-GMA) Y DIMETACRILATO

3M DIVISION DENTAL

TRIEILENGLICOL

RESINA DE INSERCIÓN

DIMETACRILATO DE URETANO

INDIRECTA:SR ISOSIT

Y DIMETACRILATO ALIFATICO

I/O IVOCLAR

2.- PARALELO RESPECTO DE PROPIEDADES MECANICAS Y FISICAS:

PROPIEDAD	MATERIAL	
	P-50 TM	SR ISOSIT I/O

RESISTENCIA COMPRESIVA	378-406 N/mm ²	480-550 N/mm ²

RADIOPACIDAD (Density Ratio)	1.52 D.R.	0.65 D.R.

TAMAÑO DE PARTICULA	1.5 micrones	0.04 micrones

3.- PARALELO DE PROPIEDADES GENERALES Y MANIPULACION:

PROPIEDAD	MATERIAL Y JUSTIFICACION DE LA PROPIEDAD Y/O CARACTERISTICA DE LA MANIPULACION
	P-50 TM SR ISOSIT I/O

DUREZA Y RESISTENCIA A LA ABRASION	TIPO DE RELLENO	TIPO DE RELLENO Y POLIMERIZACION
--	-----------------	--

RADIOPACIDAD	TIPO DE RELLENO	TIPO DE RELLENO Y POLIMERIZACION
--------------	-----------------	--

BUEN PULIDO	HOMOGENEIDAD DE PARTICULAS	TIPO DE POLIMERIZACION
-------------	-------------------------------	---------------------------

(Continuación de la página anterior)

NUMERO DE SESIONES	UNICA	DOS SESIONES OBLIGADAS
--------------------	-------	---------------------------

TECNICAS COMPLEMENTARIAS	NO REQUIERE	SI REQUIERE
-----------------------------	-------------	-------------

III.5. ANCLAJE. RETENCION Y ADHESION DE LAS CAVIDADES Y DE LOS MATERIALES EN ESTUDIO:

III.5.1. INTRODUCCION:

Antes de ingresar al tema específico, relacionado a las vías de anclaje, retención y adhesión de los productos analizados, queremos recordar ciertos aspectos básicos que nos permitan un manejo adecuado de los conceptos.

III.5.1.1. DEFINICIONES:

1.- ANCLAJE: dicese de las propiedades de una preparación dentaria de conservar una restauración compuesta por un bloque único, normalmente colado en posición, frente a fuerzas desestabilizadoras.

El anclaje es otorgado fundamentalmente por fricción, término que representa el íntimo contacto que debe existir entre las superficies de la cavidad y de la restauración.

En forma complementaria y dependiendo de las características otorgadas por el clínico a una cavidad en específico, puede poseer en forma anexa: anclaje por compresión, por mortaja, por profundización y/o por pines y rieles.

2.- RETENCION: capacidad de una cavidad de absorber fuerzas

directas aplicadas sobre la restauración, (realizada con materiales plásticos) sin que ésta se desplace de su posición original. La retención es representada por la dirección de las paredes en relación al eje axial, la posibilidad de realizar socavados y los microporos producidos por el grabado ácido.

3.- ADHESION: es el estado en el cual dos superficies, se mantienen unidas por medio de fuerzas interfaciales, las que pueden ser químicas de valencia primaria o secundaria y/o mecánicas obtenidas a partir de fuerzas atómicas o moleculares.

III.5.2. RETENCION Y ADHESION DE LA RESTAURACION CON RESINA DE APLICACION DIRECTA:

El material P-50 TM es compatible para ser usado con todos los adhesivos tipo Scotchbond (3M), vale decir Scotchbond, Scotchbond Dual y Scotchbond 2.(39)

En nuestro estudio preferimos usar Scotchbond 2 por ser según el fabricante, un muy buen adhesivo dentinario además de la ya conocida capacidad adhesiva de los Scotchbond al esmalte grabado.

1.- Descripción:

El Sistema Adhesivo Dental Scotchbond 2, es un nuevo sistema para unir obturaciones de Composite a las estructuras dentarias. Está compuesto por un Primer dentinario (Scotchprep) y el adhesivo dental de fotocurado Scotchbond 2 .(39)

2.- Composición:

A) Scotchprep: Imprimante o preparador dentinario, es una porción única, que no se mezcla y viene en un envase dorado. Su función es preparar la dentina (imprimir) para facilitar o mejor dicho para posibilitar la adhesión de la resina de enlace con la dentina. Sin el Primer la adhesión

a la dentina no se realiza. Cuando se requiere adherir Scotchbond 2 al esmalte grabado no se necesita usar Scotchprep.(39)

El Scotchprep está compuesto de una solución acuosa de monómero de metacrilato hidrofílico y un ácido orgánico. La composición es diferente y no es intercambiable con las soluciones de ácidos orgánicos recomendados por algunos fabricantes para tratar la dentina en forma previa a la colocación de productos de ionómero vítreo.(39)

La línea de productos dentales de la fábrica 3M cuenta además con un set para reparación de restauraciones cerámicas (porcelanas) el cual trae un imprimante de cerámica que es el Scotchprimer, el cual es diferente y no es intercambiable con el Scotchprep del sistema adhesivo Scotchbond 2.(39)

Primer:- Moja la superficie dentinaria.

- Solubiliza las sales de calcio del barro dentinario y abre parcialmente los túbulos.

Componentes:- Hema

- Monómeros Hidrofílicos

- Acido con pka 10 y solubilizador de sales de calcio.(39)

B) Scotchbond 2: es un adhesivo dental de fotocurado, que es una porción única, no se mezcla y viene en un

envase de color negro. Es sólo un adhesivo de fotocurado y no funciona como autocurado. Su acción consiste en unir químicamente el esmalte previamente tratado con la técnica de grabado ácido y la dentina también tratada con Scotchprep al composite P-50 (en nuestro caso, ya que puede ser cualquier otro composite de la 3M), y así proporcionar retención y sellado a las restauraciones.(39)

Scotchbond 2 está compuesto de un monómero de metacrilato hidrofilizado, más GMA y un fotoiniciador. Su composición le da gran compatibilidad con el Primer dentinario así como con los materiales de composite que van sobre este adhesivo en una restauración de P-50.(39)

Adhesivo:- Humedece la superficie dentinaria imprimada.

- Moja o une al composite que va a ir sobre el adhesivo.

- Provee unión con el diente y con el material restaurador.

Componentes:- Monómero hidrofílico.

- Monómero hidrofóbico.

- Iniciador.(39)

3.- Propiedades de Adhesión:

La historia nos ha demostrado que el más antiguo agente de enlace proporcionaba una adhesión clínicamente

aceptable y confiable a la superficie del esmalte tratado con la técnica del grabado ácido y no poseía unión a dentina. Estudios independientes han demostrado que el adhesivo Scotchbond y posteriormente el Scotchbond Dual de foto y auto polimerización no sólo proporcionan confiable adhesión al esmalte tratado, sino también a la dentina y de esta forma reducen la microfiltración.(02)

La importancia del sistema de adhesión Scotchbond 2, es que otorga una fuerza de unión a la dentina significativamente mayor que la del primer Scotchbond, mientras mantiene una comparable alta adhesión al esmalte tratado.(39)

4.- Importancia de la adhesión inmediata y fuerte a la estructura del diente:

Cuando las restauraciones de composite polimerizan, ellas se contraen. Si la adhesión del composite a la superficie del diente no es lo suficientemente fuerte, las fuerzas de contracción de la polimerización lo van a separar de las paredes de la cavidad, formando lo que se llama: hendidura de contracción. Si una de estas hendiduras o espacios de contracción de un adecuado tamaño se forma en el margen de la restauración, puede ocurrir el ingreso de saliva y gérmenes en la cavidad, este ingreso se conoce como microfiltración y clínicamente se presenta:



- A) Una decoloración o mancha marginal alrededor de la restauración.
- B) Como la presencia de caries secundaria o recidivante bajo dicha restauración.
- C) Como sensibilidad dentaria. por los cambios térmicos que son transmitidos directamente a la dentina a través de este espacio o hendidura.

Dado que las fuerzas de adhesión al esmalte tratado son suficientemente fuertes, las grietas de contracción es raro que se produzcan a nivel del margen de esmalte. no así, a nivel del margen dentinario donde las fuerzas de adhesión son bastante menores y aquí sí frecuentemente se producen estas grietas de contracción. Por eso incrementando la fuerza de adhesión a la dentina se reduce esta posibilidad y por lo tanto las microfiltraciones en estos sitios.

Debido a que la contracción del composite se produce en el momento de la polimerización, es importante que la gran fuerza de adhesión ocurra en el momento del curado del adhesivo. El adhesivo debe estar bien curado antes de que ocurra la contracción del composite y así podremos prevenir la formación de grietas de contracción y los problemas que ellas acarrearán. (39)

5.- Mecanismo de adhesión:

El mecanismo por el cual el sistema de adhesión

Scotchbond 2 se une a la dentina es a través del Primer dentinario. el cual es hidrófilo y ácido. solubiliza la superficie dentinaria que se ha humedecido con él, además solubiliza el barro dentinario y abre parcialmente los canalículos dentinarios. El Scotchbond 2, entonces penetra en esta superficie solubilizada y cuando polimeriza es atrapado dentro de este sustrato. La restauración de composite luego se fusiona con el adhesivo a través de los grupos de metacrilato. (39)

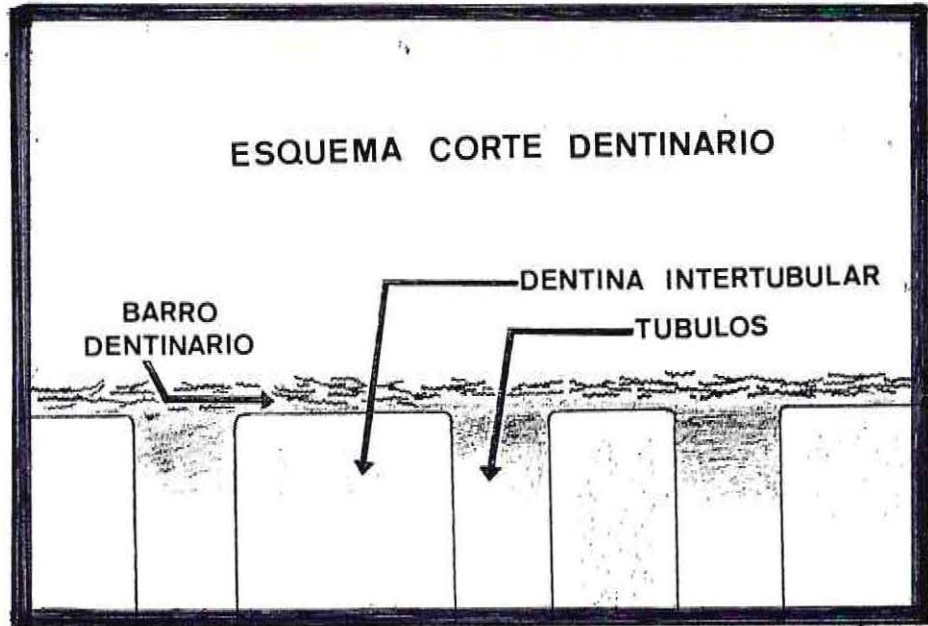
El mecanismo por el cual el Scotchbond 2 se adhiere al esmalte es el mecanismo tradicional, fijándose en los prismas de esmalte tratados con la técnica de grabado ácido. (39)

6.- Usos del sistema adhesivo Scotchbond 2:

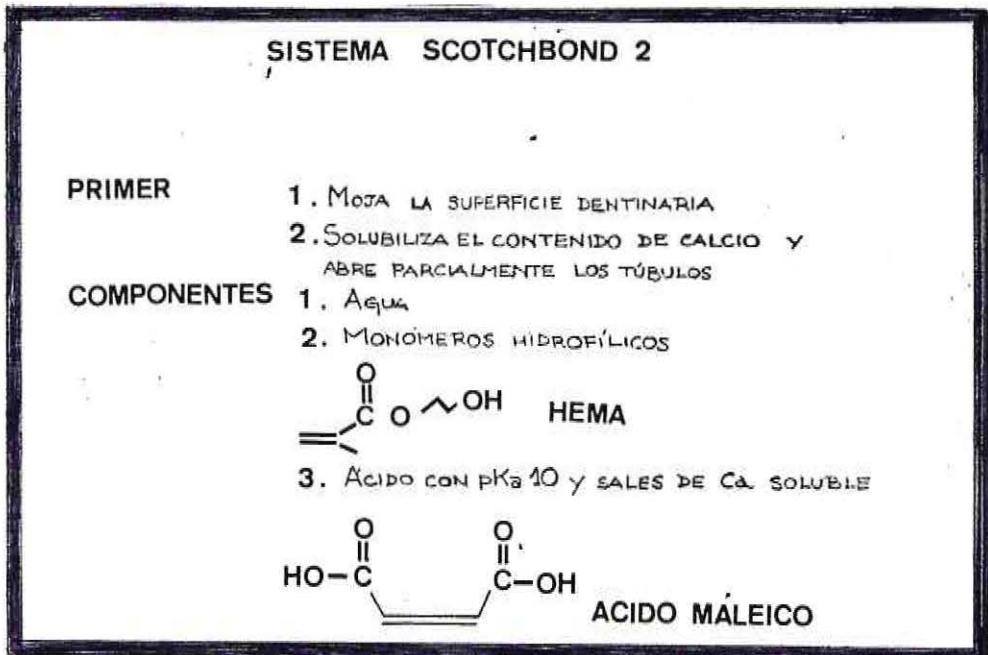
- A) Restauraciones de esmalte y dentina.
- B) Restauraciones de lesiones cervicales sin caries.
- C) Restauraciones de esmalte solamente, sin dentina expuesta.
- D) Se recomienda usar Scotchbond 2 con los liners de vidrio ionómero de 3M. (39)

ESQUEMAS DEL SISTEMA ADHESIVO SCOTCHBOND 2

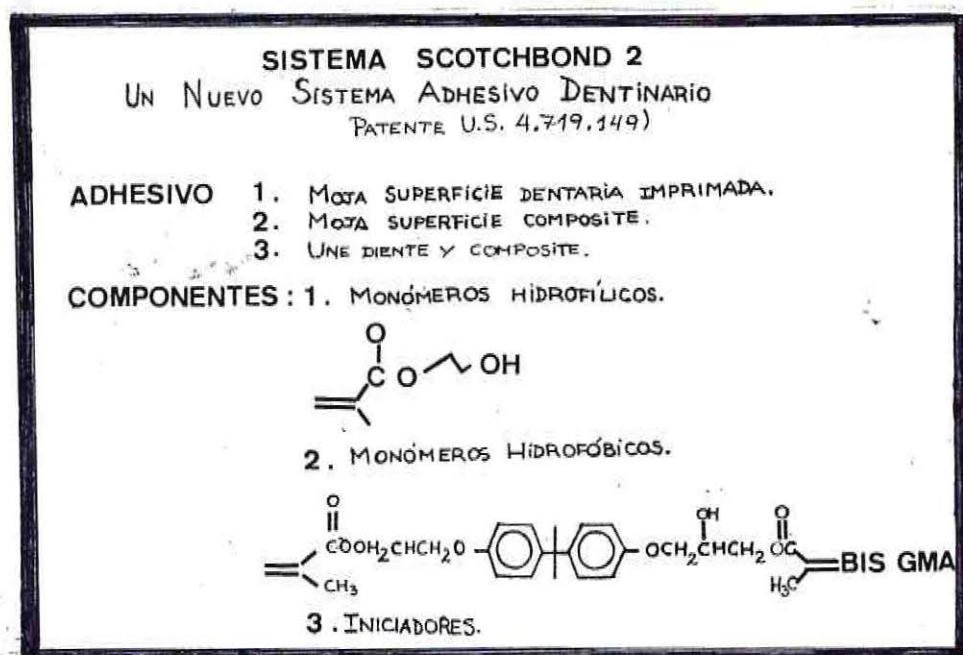
Esquema de los túbulos dentinarios y del barro dentinario o smear layer.



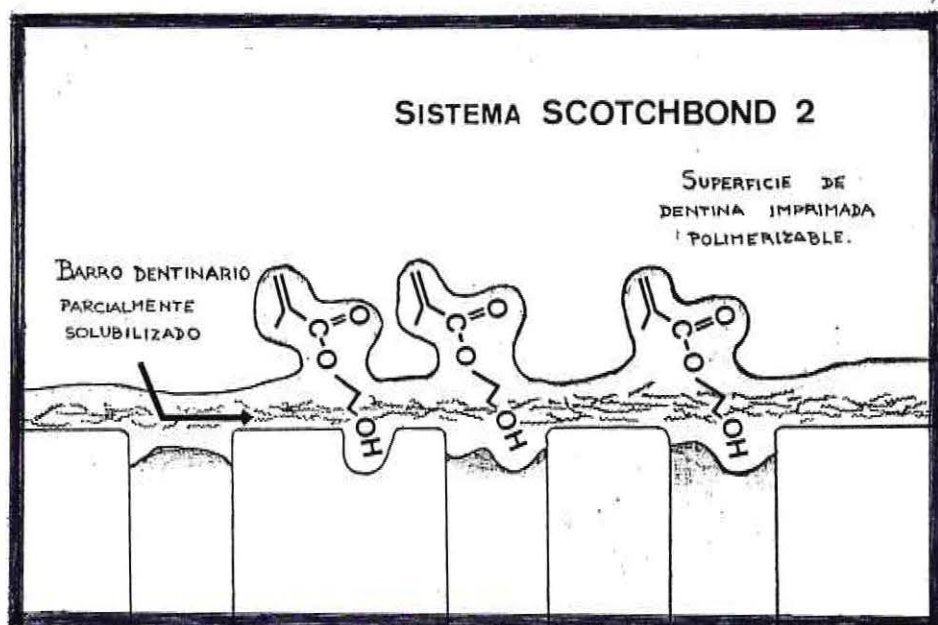
Esquema de la fórmula química de los componentes del Scotchprep.



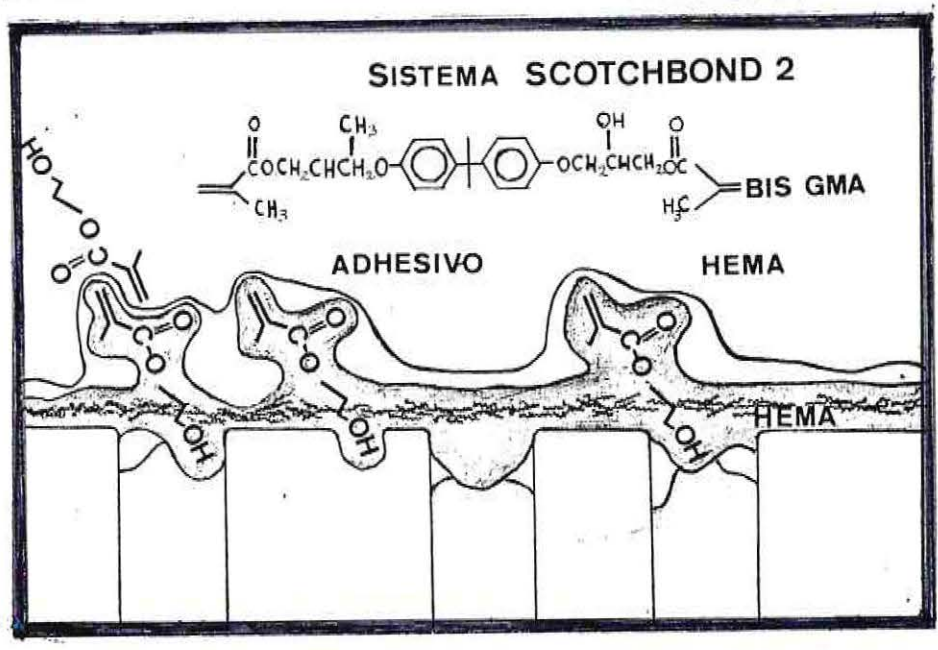
Esquema de la fórmula química de los componentes del Scotchbond 2.



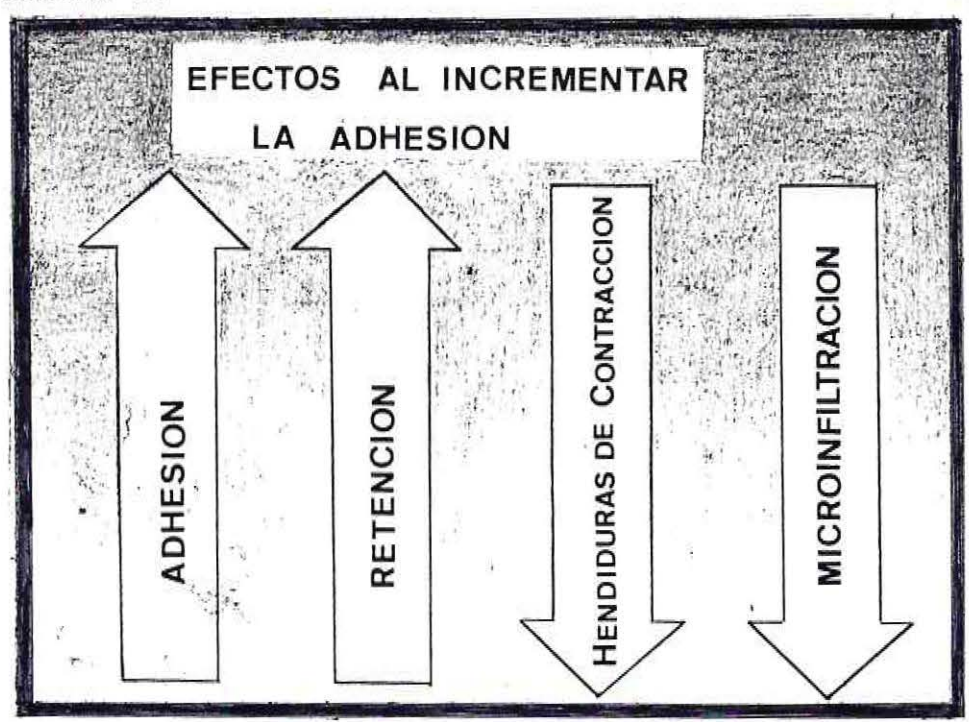
Esquema de la acción del Scotchprep.



Esquema de la acción adhesiva del Scotchbond 2.



Esquema del efecto del uso del sistema adhesivo Scotchbond 2.





III.5.3. ANCLAJE Y ADHESION DE LA RESTAURACION CON RESINA DE APLICACION INDIRECTA:

La mantención en su cavidad de una restauración elaborada con el Sistema SR-Isosit I/O puede ser obtenida por tres diferentes métodos:

1.- Anclaje mecánico: dado por la planimetría cavitaria, principalmente por el paralelismo entre las paredes que deben poseer una expulsividad ideal de 6 grados y máxima de 12 grados. Esto nos brinda un anclaje por fricción.

En las preparaciones MOD considerando el paralelismo que debe existir entre los cajones proximales tenemos una ganancia de anclaje por compresión.

En las cavidades ocluso-proximales tenemos la factibilidad de efectuar anclaje por mortaja (cola de milano).

Por último tenemos la posibilidad de realizar anclaje por profundizaciones en el piso cavitario.

2.- Adhesión mecánica microscópica: a través de un efecto tipo geométrico, es decir por medio de las irregularidades que se producen en las paredes cavitarias por efecto del tallado, del grabado ácido sobre la superficie del esmalte y de las irregularidades producidas en las paredes internas de la restauración, por acción de la aplicación de

óxido de aluminio a presión reducida (2 bar). Al polimerizar el Cemento Dual se produce una trabazón mecánica entre ambas superficies.(08)

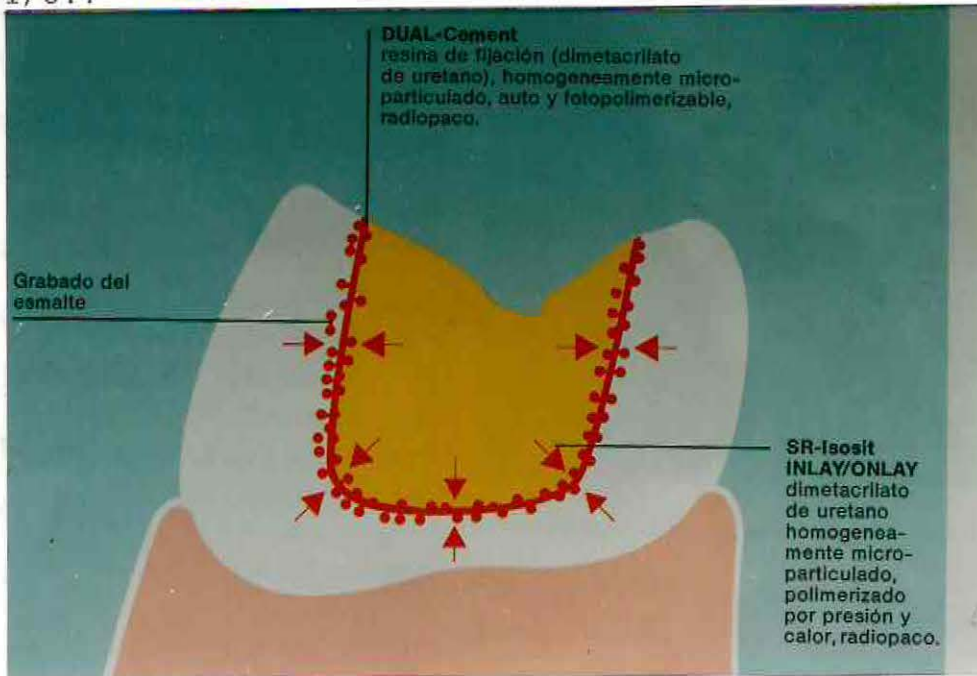
3.- Adhesión química específica: la resina cementante dual usada para el Sistema SR-Isosit I/O está formada, al igual que la resina de la restauración por uretano-dimetacrilato y dimetacrilato alifático, cuya única diferencia se basa en el contenido de relleno inorgánico que, en el caso del Cemento Dual corresponde a un 40% en peso. Esta característica permite que entre ambos materiales se forme una unión química de tipo covalente.(08)

El poliuretano generalmente se refiere a la condensación polímera de un polioliol (derivado de poliéster) y un isocianato polifuncional.(37)

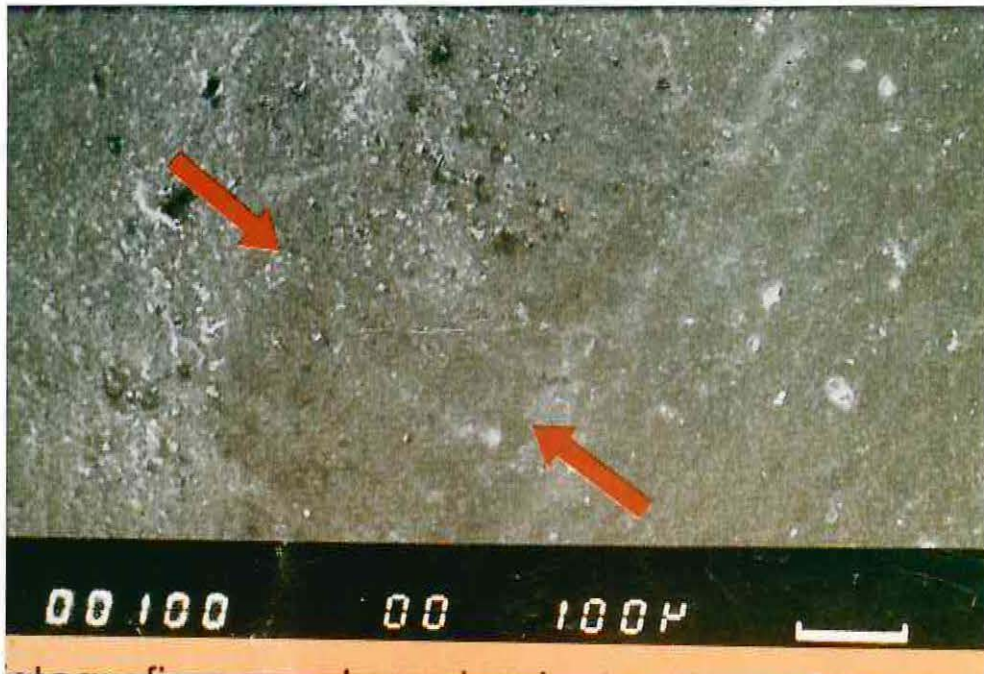
Los isocianatos han sido planteados como potenciales adhesivos a dentina (ANTONUCCI Y CO. 1980), con una fuerza adhesiva de aproximadamente 1MPa (ASMUSSEN 1983). Ellos deberían unirse al colágeno por medio de radicales hidroxilos, carboxilos, aminos y amidas. En la reacción con los grupos hidroxilos se forman derivados uretanos y uréicos.(40)

ESQUEMAS RELATIVOS A SISTEMA DE RETENCION Y ADHESION DEL SISTEMA SR-ISOSIT I/O

Diagrama del sistema de retención y adhesión del SR-Isosit I/O.:



Fotografía con un microscopio electrónico de barrido de un caso después de dos años en boca:



III.6. ASPECTOS PARTICULARES DE LAS CAVIDADES CLASE II PARA RESINAS DE APLICACION DIRECTA.

En la confección de una restauración de Composite (P-50) en dientes posteriores, en cavidades de clase II debemos recordar algunas características generales y particulares de este tipo de cavidades.

1.- Cajón Oclusal: Debe ser de la menor extensión posible, ojalá no más de un tercio de la distancia entre las dos cúspides principales, vestibular y lingual o palatina. Se debe revisar para este aspecto la explicación de la pauta de cotejo y ver la clasificación que con este propósito realizamos.

El cajón oclusal debe incluir dentro de sus márgenes todas las zonas de tejido dentario defectuoso y salir hacia las caras proximales por su pared vestibular en una curva invertida de Hollenback para aprovechar sus ventajas que son la de sacar el punto de contacto de esa zona y además la de dejar el borde cavo-superficial en 90 grados.

Este cajón oclusal debe ser convergente a oclusal (retentivo) o al menos poseer paredes paralelas para efectos de la investigación, ya que si es expulsiva está indicada otro tipo de restauración.

2.- Profundidad: También aquí se confeccionó una pequeña

clasificación de la profundidad de las cavidades en relación a la base que sobre ella se debe colocar. Cabe recordar aquí, que no se deben realizar este tipo de restauraciones sobre dientes que hayan recibido un recubrimiento pulpar directo.

3.- Angulos Internos : Deben ser redondeados para evitar la concentración de fuerzas que puedan fracturar la restauración.

4.- Cúspides : Las cúspides de los dientes a restaurar deben tener su correspondiente sustento dentinario, pese a que el material restaurador está indicado para reforzar cúspides que hallan perdido el sustento dentinario, porque se considera un factor de riesgo poco controlable entre los pacientes.

5.- Cajones Proximales: Con sus ángulos redondeados y correctamente terminada la pared cervical en lo posible supragingival, ya que también puede ser para o subgingival e ir en desventaja del éxito de la restauración.

Deben ser convergentes a oclusal. (retentivos).

6.- Angulo Saliente : Debe ir biselado el ángulo axio-pulpar para evitar la concentración de fuerzas nocivas en este punto y causar fracturas en la restauración.

El ángulo saliente cervical de los cajones proximales debe ir biselado para eliminar los prismas de esmalte sueltos por la disposición histológica de ellos en esta zona del diente.

7.- Angulo Cavo Superficial: Debe estar en 90 grados en toda su extensión y eliminar los prismas de esmalte sueltos en el ángulo cavo con un instrumento manual bien afilado, como por ejemplo: con una punta morse.

III.7. ASPECTOS PARTICULARES DE CAVIDADES CLASE II PARA RESINAS DE APLICACION INDIRECTA:

III.7.1. INTRODUCCION:

Si bien dentro de las indicaciones de la técnica, está considerada la reposición de cúspides de corte (fundamentalmente en premolares y primeros molares) y la restauración de cúspides debilitadas, dentro del presente seminario, con el objeto de estandarizar la técnica consideraremos solamente la restauración de cavidades clase II que abarquen desde un cuarto a no más de un medio de la distancia que existe entre las cúspides principales del diente. Cuya profundidad pueda oscilar en un rango que va desde un milímetro en dentina hasta aquella que permita la remanencia de 0.5 milímetros de dentina sobre la cámara pulpar (recubrimiento indirecto). Dado su pronóstico dudoso preferimos omitir la realización de restauraciones sobre dientes con recubrimiento directo.

III.7.2. CARACTERISTICAS DE LA PREPARACION CAVITARIA:

1.- Caja oclusal: Con una extensión buco-lingual aproximada de un tercio de la distancia intercuspídea, en relación a la angulación de las paredes, aún cuando en la bibliografía se indica que es aconsejable una inclinación oclusal

pronunciada, en nuestro trabajo tratamos de respetar los patrones que rigen la realización de incrustaciones convencionales (lo que nos permite una ganancia de anclaje), es decir paredes con una expulsividad a oclusal de 6 grados.

2.- Piso cavitario: el piso de la cavidad debe ser plano.

3.- Angulos internos: todos deben ser redondeados para eliminar posibles tensiones internas, que pudieran conducir a fracturas al ser expuesta la restauración al impacto masticatorio.

4.- Caja proximal: Siguiendo los patrones convencionales, las paredes deben presentar una divergencia en 45 grados hacia proximal y salir del punto de contacto. La expulsividad de las paredes corresponde también a 6 grados. Se contraindica la utilización de esta técnica en preparaciones subgingivales de mucha profundidad.

5.- Istmo: El istmo de unión entre los cajones deberá tener como mínimo 2 milímetros de ancho para prevenir las formación de contracciones/tensiones diferentes durante la elaboración de la restauración en el laboratorio.

6.- Anclaje: Este punto fue revisado en el capítulo número III.5. del marco teórico.

7.- Biseles: Considerados sólo en función de la técnica de grabado del esmalte.

En oclusal (bucal o lingual) en la mayoría de los casos la superficie preparada para el inlay es suficiente para su

fijación. en cúspides muy planas y paredes cavitarias paralelas se puede realizar sólo un leve redondeado en los bordes, de aproximadamente 60 grados.(08)

En proximal se bisela levemente los bordes bucales o linguales; en gingival se realiza esto sólo en preparaciones muy pequeñas y siempre y cuando exista suficiente esmalte.(08)

III.12. JUSTIFICACION DE LOS MATERIALES SELECCIONADOS:

El presente capítulo desea dar una explicación breve, pero también clarificadora de los motivos que llevaron al grupo de trabajo a seleccionar los materiales que fueron usados en nuestro estudio clínico.

Primeramente hay que mencionar que muchas de las razones se basaron en criterios, que podrían considerarse como arbitrarios, pero que tienen una justificación práctica.

III.12.1. SELECCION DE RESINA DE INSERCIÓN DIRECTA:

III.12.1.1. IDENTIFICACION DEL PRODUCTO:

A) Marca comercial: P-50 TM (3M Dental Products Division).

B) Definición : Resina compuesta fotoactivada (luz halógena), de partícula pequeña, radiopaca, especialmente indicada para restauraciones de clases I y II.(39)

C) Sistema de adhesión: Scotchprep TM Dentin Primer y Scotchbond 2 TM Light Cure Dental Adhesive (con indicación de uso de técnica complementaria de grabado ácido de esmalte).(39)

C.1. Scotchprep TM Dentin primer: agente único empleado como preparador dentinario, de utilización combinada con el adhesivo Scotchbond 2 TM.(39)



C.2. Scotchbond 2 TM Light Cure Adhesive: adhesivo dental de fotocurado monocomponente que se une tanto a esmalte grabado como a dentina preparada previamente con Scotchprep TM y que se combina químicamente con los composites de la firma comercial 3M. (39)

III.12.1.2. MOTIVOS DE SELECCION:

A) Disponibilidad: el material se encontraba dentro de la línea de productos disponibles (3M) en la Escuela de Odontología de la Universidad de Valparaíso.

B) Calidad y respaldo: dicho producto se encuentra avalado por una de las fábricas de mayor prestigio en la generación de materiales dentales, y posee el respaldo de una gran gama de composites fabricados por la misma empresa, lo que acredita su experiencia y continuidad en el rubro.

C) Vía de activación: se seleccionó un producto que fuese activado por la misma vía del cemento de la resina indirecta, requisito que cumple el composite seleccionado.

D) Sistema de adhesión: el sistema de adhesión que porta dicho composite posee la ventaja de contar con adhesión tanto a esmalte como a dentina.

E) Costo: el valor comercial del material restaurador se encuentra dentro del promedio normal para éste tipo

de resinas compuestas.

III.12.2. SELECCION DE LA RESINA DE INSERCIÓN INDIRECTA:

III.12.2.1. IDENTIFICACION DEL PRODUCTO:

A) Marca comercial: SR - Isosit Inlay/Onlay (Ivoclar/Vivadent).(14)

B) Definición: resina compuesta activada por calor (120 grados Celcius) y presión (6 bar), de micropartícula homogénea, radiopaca, sin relleno de polímeros.(16)

C) Sistema de adhesión: Dual Cement (Ivoclar/Vivadent) sistema de adhesión a base de una resina compuesta de micropartícula, foto y autoactivado.(15)

III.12.2.2. MOTIVO DE SELECCION:

A) Disponibilidad: lo novedoso del producto llevó al grupo de trabajo a tener que elegir uno de los materiales que estuviese en el mercado chileno.

B) Calidad y respaldo: la empresa que fabrica el citado material también posee una larga trayectoria en la manufactura de insumos dentales.

Sumado a lo anterior existen estudios in vitro y de seguimiento clínico de aproximadamente tres años de duración realizados por investigadores alemanes y

americanos (K. KÖRBER, K. LUDWIG, K. KARMANN ; B. HEINENBERG y K. KOLNDORFFER; D. JAMES D.D.S.).(23)(26)

C) Vía de activación: como ya fué mencionado, la vía de activación de este producto es calor y presión para la incrustación, y de inducción halógena con reacción posterior autogenerada para el cemento.

D) Laboratorio: requeríase de laboratorios que contasen con la infraestructura necesaria para la fabricación de la incrustación de resina compuesta y que además cumpliesen con los conceptos de responsabilidad y profesionalismo. En la zona existían dos, de los cuales se optó por: el laboratorio propiedad del Sr. Raúl Astudillo O.

E) Costo: el valor del trabajo de laboratorio más el arancel aplicado por la Escuela de Odontología de la Universidad de Valparaíso, permitían la realización de la fase clínica del Seminario de Tesis.

