

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE PROSTODONCIA

RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES VITALES
PARA PRÓTESIS PARCIALES FIJAS
USANDO SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS
Y RESINAS COMPUESTAS

Trabajo especial presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela por la
odontólogo Nataly Akhras Moussa para
para optar al título de especialista en
Prostodoncia.

Caracas. Abril 2008

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES VITALES
PARA PRÓTESIS PARCIALES FIJAS
USANDO SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS
Y RESINAS COMPUESTAS

AUTOR: Od. NATALY AKHRAS
TUTOR: Prof. ALFREDO DIAZ

Caracas, Abril 2008

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador

_____	_____
(Coordinador) Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

_____	_____
Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

_____	_____
Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

Observaciones: _____

Caracas, Abril de 2008

DEDICATORIA

Dicen que la vida esta destinada en parte por la suerte y en parte por lo que uno decide hacer con ella, Yo le doy gracias a Dios por permitirme la suerte de nacer dentro de una familia maravillosa y con unos padres tan ejemplares a quienes les debo lo que hoy en día soy .

AGRADECIMIENTO

Este trabajo es el resultado de la colaboración y ayuda de muchas personas quienes de forma desinteresada contribuyeron de manera importante en la realización del mismo. Mis sinceros agradecimientos a todas ellas y muy especialmente a:

Alfredo Díaz S., Odontólogo, MSc, por su valiosa orientación y asesoría durante la realización de esta monografía, su dirección fue de vital importancia

Olga González Blanco, Odontólogo MSc, por su gran dedicación, paciencia y valiosa enseñanza de los aspectos metodológicos que hicieron posible esta revisión.

Cristina Slieman, a quien le debo la mayor parte de los artículos que hicieron posible esta revisión, gracias por estar siempre dispuesta a permanecer en una biblioteca.

Mis compañeros de posgrado, Rosybé Albarrán, Carolina Hurtado, Mauro Velázquez Y Francisco Minuta, con quienes compartí cada día de esta enriquecedora experiencia, en especial a Mauro Y Francisco por su especial apoyo.

LISTA DE CONTENIDO

	Página
DEDICATORIA.....	IV
AGRADECIMIENTOS.....	V
LISTA DE GRÁFICOS.....	XI
RESUMEN.....	XIV
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. RESINAS COMPUESTAS.....	3
1.1 Concepto de Resinas Compuestas.....	3
1.2 Propiedades de las resinas compuestas.....	13
1.2.1 Propiedades mecánicas.....	13
1.2.2 Propiedades físicas.....	17
1.2.3. Propiedades químicas.....	18
2. SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS.....	20
2.1 Definición de sistemas adhesivos resinosos.....	20
2.2 Mecanismos de adhesión a esmalte y dentina	24
2.3 Efectos que se consiguen con respecto a las propiedades mecánicas, físicas y químicas.....	52
3. FACTORES A TOMAR EN CUENTA PARA LA RECONSTRUCCION DE DIENTES VITALES PARA PROTESIS FIJA CON RESINAS COMPUESTAS Y ADHESIVOS.....	55

3.1 Evaluación de la estructura remante.....	55
3.2 Evaluación de la oclusión.....	72
3.3 Evaluación del diseño de la prótesis.....	77
3.4 Factores periodontales.....	83
3.5 Factores endodónticos.....	86
3.6 Factores ortodónticos.....	92
4.- RESINAS COMPUESTAS Y SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS UTILIZADOS EN LA RECONSTRUCCION DE MUÑONES EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA.....	94
5. RECOMENDACIONES Y LIMITACIONES PARA EL USO DE LAS RESINAS COMPUESTAS Y SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS EN LA RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES VITALES MUY DESTRUIDO.....	106
6. VENTAJAS Y DESVENTAJAS EN EL USO DE RESINAS COMPUESTAS EN LA RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES VITALES MUY DESTRUIDOS.....	113
III. DISCUSION	116
IV. CONCLUSIONES.....	121
IV. REFERENCIAS.....	125

LISTA DE GRAFICOS

Gráfico	Página
Gráfico 1. Molécula de BISG-MA (tomado de Craig, 1997)...	4
Gráfico 2. Resina compuesta híbrida. (tomado de Rosales Leal, 2002)	6
Gráfico 3. Prolongaciones de adhesivo en el esmalte grabado (tomado de Rosales Leal, 2002).....	31
Gráfico 4. Esmalte y dentina con grabado ácido. (tomado de Rosales Leal, 2002).....	39
Gráfico 5. Capa híbrida (tomado de Rosales Leal, 2002).....	40
Gráfico 6. Adhesivos de cuarta generación. (tomado de Gilberto Hinostraza, 2003).....	45
Gráfico 7. Adhesivos de quinta generación. (tomado de Gilberto Hinostraza, 2003).....	46
Gráfico 8 Adhesivos de sexta generación. (tomado de Gilberto Hinostraza, 2003).....	48
Gráfico 9. Evaluación de la estructura remanente (tomado de Jhonston, 1990).....	55
Gráfico 10. Dientes con pérdida de estructura dentaria (tomado de A. Mark, 1983).....	56
Gráfico 11. Restauración localizada en el centro del diente. (tomado de Ritacco, 1962).....	64

Gráfico 12. Restauración proximal. Fuerzas que tienden a desplazar a la restauración (tomado de Ritacco, 1962).....	65
Gráfico 13. Restauración M.O.D. Fuerzas ejercidas por la oclusión y fuerzas equilibradas por las paredes cavitarias (tomado de Ritacco, 1962).....	66
Gráfico 14. La oclusión no debe causar daño (tomado de Malone, 1990).....	76
Gráfico 15. Corona individual y prótesis parcial fija simple (tomado de www.odoonline.com , 2003).....	78
Gráfico 16. La deflexión depende de la longitud y grosor del tramo (tomado de Shillimburg, 1983).....	79
Gráfico 17. Pilar intermedio en un puente fijo rígido actúa como fulcro (tomado de Shillimburg, 1983).....	82
Gráfico 18. Aparato ortodóntico para corregir inclinación de molar pilar P.P.F(tomado de Shillimburg, 1983).....	93
Gráfico 19. Resina Flurocore. Diseñada especialmente para la muñones (tomado de Dentsply Caulk, 2003).....	97
Gráfico 20. Resina diseñada para la reconstrucción de muñones (tomado de Gilberto Hinostraza, 2003).....	104
Gráfico 20. Reconstrucción de muñón a través de una resina compuesta. (tomado de Gonzalez Hinostraza).....	113

LISTA DE TABLAS

Tabla	Pág.
Tabla I. Tipos de resinas compuestas y sus productos comerciales (Tomado de Ferracane JL).....	7
Tabla II Propiedades de las resinas compuestas de partículas finas y microrrelleno (tomado de Craig).....	14
Tabla III Adhesivos disponibles actualmente (tomado de Gonzalez P Stefanello a. Prates R).....	51
Tabla IV. Estudio comparativo de Burke et al comparando resistencia a la fractura de dientes restaurados con resinas y muñones para recibir coronas completas.....	98
Tabla V. Valores de resistencia a la flexión obtenidos en 8 tipos diferentes de resinas compuestas en estudio realizado por Miyawaki et al	99
Tabla VI. Propiedades de compresión de la estructura dentaria tomado de Philips).....	105
Tabla VII Propiedades mecánicas del esmalte y la dentina.....	110

RESUMEN

La reconstrucción de dientes que se utilizarán como muñones es una práctica rutinaria dentro de la odontología restauradora, éstos tienen que ser lo suficientemente resistentes para soportar las fuerzas que tienden a producir su fractura. Muchos materiales dentales son utilizados en reconstrucciones para muñones, entre ellos las resinas compuestas y los sistemas adhesivos resinosos que presentan la gran ventaja de lograr adhesión a la estructura dental. Sin embargo, su uso clínico a estado limitado a dientes con suficiente soporte dentinario; en dientes severamente destruidos todavía existe duda con respecto a su uso. Estudios demuestran que las resinas compuestas utilizadas en reconstrucciones de muñones son capaces de soportar las fuerzas oclusales y por lo tanto pueden ser utilizadas como una alternativa válida. Sin embargo, la mayoría de estos estudios son realizados in vitro y solo analizan las propiedades mecánicas del material, son pocos los estudios in vivo en donde se pone a prueba la resina interactuando con los sistemas adhesivos resinosos, aún menos los que tratan de determinar el grado de retención que estos materiales ofrecen en dientes con poca cantidad de estructura dentaria remanente, por lo tanto hace falta más investigación en este sentido.

I.- INTRODUCCION

El uso de coronas completas es una práctica frecuente en el área de la prostodoncia, una de sus indicaciones es la presencia de dientes con pérdida de estructura dental, en donde se hace necesario además de restaurar morfología y función, proteger el resto del diente de daños posteriores. En muchas situaciones la pérdida de estructura dental es tal que el tejido remanente intacto en la corona clínica dificulta el logro de un tallado con adecuada forma de retención y resistencia. En estos casos es necesario valerse de otros medios para lograr esa forma de retención y resistencia, una vía es mediante la reconstrucción del diente con un material de restauración, en donde el diente reconstruido se trata como si fuera el diente natural (si las condiciones lo permiten), logrando así una preparación adecuada.

Por años se han utilizado diversos materiales y técnicas en la reconstrucción de muñones. Se pueden utilizar amalgamas o resinas compuestas, sin embargo el uso de ambas se ha limitado a reconstrucciones pequeñas. Cuando la destrucción de la corona clínica es de más de la mitad, pueden utilizarse componentes auxiliares para obtener mayor retención, por ejemplo los pernos peripulpaes. Cuando existe duda acerca del logro de una preparación con las características adecuadas se

acepta como regla que se realice un poste en el conducto radicular previa endodoncia.

Uno de los objetivos de la odontología actual es la conservación del tejido dentario sano sin embargo resulta difícil identificar la calidad y cantidad de tejido dentario remanente que es útil para la reconstrucción de muñones. Lo ideal sería contar con un material restaurador que permita la confección de un muñón que ofrezca suficiente retención y resistencia para soportar las fuerzas oclusales y así evitar la desvitalización de un diente vital. Las mejoras que han presentado las resinas compuestas, con respecto a sus propiedades mecánicas y el desarrollo de nuevos sistemas adhesivos, con valores considerables de retención a esmalte y dentina, han cambiado la práctica odontológica actual, ampliando su uso como material de restauración. Sin embargo surge la duda acerca de su uso en la reconstrucción de muñones con gran pérdida de tejido dentario, buscando preservar la vitalidad del diente.

Tomando en cuenta todo lo anterior el objetivo de esta monografía es analizar el uso de los sistemas adhesivos resinosos y de las resinas compuestas como alternativa para la reconstrucción de pilares vitales de prótesis parcial fija.

II REVISION DE LA LITERATURA

1. RESINAS COMPUESTAS

1.1 Concepto de resinas compuestas

Las resinas compuestas se pueden definir como una combinación tridimensional de al menos dos materiales químicamente diferentes e insolubles el uno en el otro. La combinación de ellos, es decir el compuesto, proporciona un material con propiedades superiores o intermedias a la de los componentes originales por separado. ¹

Estas resinas están compuestas esencialmente por una matriz de polímero (fase orgánica), partículas de relleno (fase inorgánica), el agente de unión (que proporciona adhesión entre el relleno y la matriz) y aditivos menores que incluyen a los iniciadores de polimerización, inhibidores, estabilizadores y pigmentos.^{1,3,6} Como resultado final, esas dos fases constituyen una estructura nucleada: núcleos cerámicos englobados (aglutinados) por una matriz orgánica (resultante de la polimerización de las moléculas de los diacrilatos).²

En la mayoría de las resinas la matriz está constituida por un oligómero aromático o de diacrilatos alifáticos, de estos, el sistema BIS-GMA (Graf.1) es el que se usa con más

frecuencia aunque también se emplea el dimetacrilato de uretano UDMA. Estos oligómeros son moléculas con dos dobles ligaduras para que puedan polimerizar por adición generando un polímero de cadenas cruzadas (termofijo); tienen elevado peso molecular, son muy viscosos, pero se puede reducir la viscosidad a unos niveles que permita una buena consistencia para su uso clínico añadiendo un monómero diluyente como el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGMA).^{2,3}

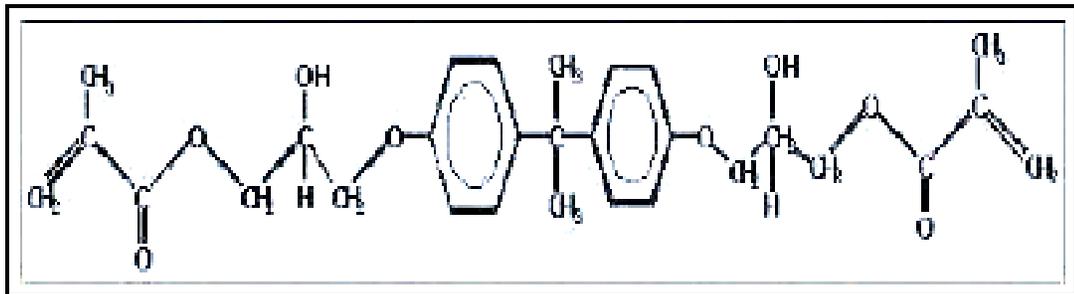


Gráfico 1. Molécula de BISGMA tomado de Craig, 1997

La incorporación de las partículas de relleno, a la matriz de la resina, mejora considerablemente las propiedades del material restaurador aumentando la resistencia mecánica, incrementando la rigidez, disminuyendo el coeficiente de variación dimensional térmica y reduciendo la contracción de polimerización, son fáciles de manipular y son estéticas. Este relleno puede estar formado por diferentes materiales

inorgánicos como cuarzo, vidrio de borosilicato, silicato de litio aluminio, silicato de bario aluminio, vidrio de estroncio o zinc, o sílice coloidal.³ En general las propiedades mecánicas y físicas de las resinas mejoran en relación directa a la adición de partículas de relleno.^{1,2,3,6,18}

Para que una resina compuesta posea propiedades adecuadas debe formar al polimerizar una buena unión entre el relleno y la fase orgánica. Para generar esa unión entre ambas fases las partículas cerámicas son tratadas industrialmente con un acoplador o agente de enlace; los más utilizados son compuestos orgánicos de silicio denominados silanos, los grupos silanos contienen átomos de silicio, que se unen químicamente a la parte cerámica, y grupos vinílicos, que reaccionan con la fase orgánica.^{1,2,3}

Las resinas compuestas se pueden clasificar por el tamaño, forma y distribución de sus partículas cerámicas. (Tabla I). Las primeras resinas compuestas comercializadas tenían partículas esféricas de tamaño grande (entre 20-40 μ m), éstas ya no se usan, las de hoy en día tienen partículas grandes alrededor de los 10 μ m (macropartículas), las de minipartículas o partículas finas (1 a 5 μ m) y las de microrrelleno (partículas pequeñas,

menores que 0,2 y hasta 0,04 μm) Estas últimas están en el rango de las fase dispersa de los coloides, por lo que a las resinas compuestas que las contienen se les puede llamar resinas reforzadas con sílice coloidal.^{2,6}

Entre los productos que se comercializan en la actualidad las resinas de partículas de mayor tamaño ya no se emplea Hoy en día la mayoría de las resinas combinan partículas intermedias con las de tipo de sílice coloidal, a las que se denominan híbridas (Graf. 2). El promedio en el tamaño de las partículas de vidrio es de 0,6 a 1,0 μm .^{1,2,3}



Gráfico 2 Resinas compuestas híbridas. Tomado de Rosales Leal

<p>MICRORELLENO: Tipo de relleno: Sílice Coloidal (Tamaño: 0,04µm) Volumen de relleno inorgánico: 25-50%; Generalmente no son radioopacos excepto por el Heliomolar RO</p>	
<p>Nombre comercial Bisfil-M Durafil Epic TMPT Heliomolar RO Helioprogress Perfection Silux Plus Visiodisperse</p>	<p>Fabricante Bisco Kulzer Parkell Ivoclar/Vivadent Ivoclar/Vivadent Den-Mat 3M Espe_Premier</p>
<p>MINIPARTICULAS : Llamadas también de partículas finas. Tipo de relleno : Silicatos de zirconio, bario o estroncio. Tamaño de partículas: 0,6-1,0µm, las más grandes están entre 3-4µm. Algunos tienen una pequeña cantidad de sílice coloidal a excepción del Z100. Volumen de relleno inorgánica: 50-70%</p>	
<p>Nombre comercial Aelitefil APH Brilliant Carisma Conquest Cristal Herculite XRV Lite-Fil II Palfique Estelite Prodigy Renamel Tetric TPH Z-100</p>	<p>Fabricante Bisco L.D. Caulk Colténe/Whaledent Kulzer Jeneric/pentron Kerr Shofu Tokuyama Soda Kerr Cosmedent Ivoclar/Vivadent L.D. Caulk 3M</p>
<p>MACROPARTÍCULAS Relleno inorgánico silicato de zirconio, bario o estroncio. Tamaño de las partículas: 1-5 µm, las más grandes están entre 10 y 15µm. Con una pequeña cantidad de sílice coloidal. Volumen inorgánico: 50 a 70%. *Contienen cuarzo como relleno</p>	
<p>Nombre comercial Bisfill-P Clearfil Photo Posterior* Ful-Fil Graft LC Occlusin Marathon P-10 P-50 Pertac Hybrid*</p>	<p>Fabricante Bisco Kuraray/J.Morita L.D. Caulk GC GC Den-Mat 3M 3M Espe/premier</p>

Tabla 1 Tipos de Resinas compuestas y sus productos comerciales. En Current Trends In Dental Composites, Ferracane JL⁶

La desventaja que presentan las resinas compuestas de microrelleno es que debido a su tamaño se hace imposible la incorporación de grandes cantidades de esas partículas a la masa total. Esta situación se presenta porque una gran cantidad de partículas muy pequeñas representa una gran superficie expuesta por todas ellas.^{2,50} Para poder obtener una pasta fácil de manipular se hace necesario utilizar una gran cantidad de monómero, que pueda humectar toda esa superficie, el contenido cerámico final disminuye y con él los valores de propiedades como rigidez y resistencia mecánica.²

La reacción de polimerización de las resinas puede ser por medios químicos (autopolimerizable) utilizando un peróxido como iniciador y una amina como acelerador, o por medios físicos a través un haz de luz visible (469 nm), por adición de una sustancia que absorba la luz (fotopolimerización). La reacción de polimerización es por adición y no produce ningún tipo de subproducto. La resina polimerizada presenta innumerables enlaces cruzados debido a la presencia de dobles enlaces difuncionales entre carbonos.^{2,6,50,86,87} Esta reacción de polimerización trae como consecuencia una contracción en la resina. Esta contracción está en el rango de 0,2-1,9% de contracción lineal y de 1,2-5,2% de contracción volumétrica.^{82,83}

Craig³ reporta la contracción de polimerización de las resinas compuestas en general, en un rango que va entre un 1,2 a 1,6% en volumen. Esta contracción puede crear tensiones durante la polimerización de hasta 15 Mpa. Puede ser más o menos dependiendo de la situación clínica.² Esta tensión generada durante la contracción puede ser causante de las fallas que se presentan en la unión diente-resina o de fallas cohesivas en alguno de los materiales o substratos involucrados ⁵⁷ La contracción total puede ser dividida en dos fases: la fase pre-gel y la post-gel.^{57,78,84} En la primera la resina puede fluir y liberar tensiones dentro de la estructura, después de la gelación cesa la fluidez y ya no se pueden compensar las tensiones producto de la contracción.^{78,84}

Estas tensiones pueden llegar a superar la resistencia a la tracción del esmalte, producir grietas y fracturas a nivel de la unión diente restauración y formar una brecha por donde pueden filtrarse los fluidos bucales. Por lo tanto, los adhesivos dentales en contacto con la superficie dentaria deben ser capaces de resistir esas fuerzas.^{78,84,87}

La magnitud de estas tensiones y la probabilidad de generar los efectos indeseados recién explicados tendrá que

ver con la contracción total del material, su módulo de elasticidad, su tasa de conversión y la capacidad de la resina de poder relajar las tensiones con su flujo lo que a su vez esta relacionado con la duración de la etapa de pre-gel del proceso de polimerización y con la configuración cavitaria, “Factor C” .78,84,87

El grado de polimerización es variable con un porcentaje de 35 a 80 % de polímeros que reaccionan y depende de que se produzca en el interior de la restauración o en la capa inhibida de aire o la distancia entre el material y la fuente de luz y la duración de la exposición La reacción de polimerización puede inhibirse por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre. La hidroquinona, el eugenol o el oxígeno inhiben o retardan la polimerización.⁵⁰

La tecnología ha permitido mejorar los protocolos de atención que actualmente se utilizan, de ahí la importancia de observar que es lo que está sucediendo en el área de la investigación y cómo estos desarrollos benefician a nuestra especialidad. La nanotecnología ha desarrollado una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas.⁸⁸

La nanotecnología aplica componentes o elementos de escala nanométrica en procesos tecnológicos.⁹² Un nanómetro es la milésima parte de un micrómetro, que a su vez es la milésima parte de un milímetro. Es decir, un nanómetro es la millonésima parte de un milímetro. Las resinas basadas en esta tecnología se caracterizan por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y los llamados nanoclusters de aproximadamente 75 nm.⁹² Los "nanoclusters" están formados por partículas de zirconia/silica o nanosilica. Los "clusters" son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina.⁸⁸ La distribución del relleno (cluster y nanopartículas) introduce un material con un alto contenido de carga de 72.5% a 78.5%.^{88,89}

Las resinas convencionales deben el tamaño de sus partículas a la técnica de molido y la viscosidad de las pastas. En la nanotecnología se usan nuevas técnicas y el tamaño del grano no está determinado por el molido.⁹³

Las partículas son construidas sistemáticamente de diferentes componentes usando química sol-gel.^{89,93} Este proceso finaliza en un punto específico de tal manera que

las partículas esféricas alcanzan el tamaño precisamente definido (ejemplo 20 nm) y la composición deseada. ^{89,93}

En resumen, las resinas compuesta que utilizan la tecnología nanométrica, incorporan partículas cerámicas de esa escala a manera de relleno. Mejor dicho, combinan partículas más grandes (de tamaño promedio 1 micrón) con otras nanométricas.⁹²

Las partículas que se emplean en estas resinas compuestas poseen entre 20 y 70 nm. No son nuevas dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque si es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica de la resina y que evitan que se aglomeren.⁹²

Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas: tienden a aglomerarse y a formar partículas más grandes y al hacerlo no se comportan como nanopartículas y no pueden ser aprovechadas sus ventajas. Al ser partículas tan pequeñas, por lo tanto numerosas, es que constituyen superficies muy extensas y poseen, por lo tanto, una elevada energía superficial. ^{88.90.91,92}

1.2 Propiedades de las resinas compuestas

1.2.1 Propiedades mecánicas:

Además del tamaño de las partículas es importante el volumen que con respecto al volumen total representa la fase cerámica en el sistema. De ese volumen van a depender las propiedades mecánicas de las resinas y fundamentalmente la rigidez o módulo de elasticidad.^(2,6)

Es necesario un elevado módulo de elasticidad en restauraciones que serán sometidas a esfuerzos oclusales, lo recomendable es que las resinas tengan un 50 % o más (inclusive un 75%) de volumen cerámico, que en porcentajes de refuerzo cerámico en peso equivale a un 60 % o más de masa total. Sin embargo es importante tener presente que la rigidez del material no debe ser tan elevada ya que impide que el material se acomode ante las tensiones que se generan por la contracción de polimerización.^{2, 57}

Con respecto a la resistencia mecánica, las resinas de partículas finas son las que presentan las mejores propiedades mecánicas y físicas. Las híbridas se sitúan en un lugar intermedio entre las de partículas finas (minipartículas) y las de microrrelleno. Las de microrrelleno son las que presentan los

valores más pobres, debido a la mayor cantidad de matriz de resina. La disminución en la resistencia a la tracción en estas últimas se relaciona con la propagación de fractura alrededor de las partículas de relleno.^{1,2,3}

Las resinas de microrrelleno son menos resistentes a la compresión que las de partículas finas (Tabla 2). El módulo de elasticidad de las resinas de partículas finas (9.000-10.000 Mpa) es dos o tres veces mayor que las de microrrelleno (3.000-5000 Mpa). Los valores de resistencia a la tracción de las de microrrelleno (26-33 Mpa) llegan a penas a la mitad de los valores correspondientes a las de partículas finas (34-62 Mpa).²

PROPIEDADES	Resinas de partículas finas	Resinas de Microrrelleno
Contracción de polimerización(%)	1,0-1,7	2-3
Coefficiente de expansión térmica (/°C)	25-38 X10 ⁻⁶	55-68 X10 ⁻⁶
Conductividad térmica (cal/seg/cm ³)°C/cm	25-30 X10 ⁻⁴	12-15 X10 ⁻⁴
Sorción acuosa (mg/cm ²)	0,3-0,6	1,2-2,2
Módulo elástico (Mpa)	9.000-10.000	3.000-5.000
Resistencia a la compresión (Mpa)	200-340	230-290
Resistencia a la tracción diametral (Mpa)	34-62	26-33
Dureza de Knoop (Kg/mm ²)	55-80	22-36
Fuerza de adhesión al esmalte grabado (Mpa)	24	20
Fuerza de adhesión a la dentina	5-24	10-17
Desgaste Clínico (µm/año)	85-100	25-60
Radiopacidad (mm de aluminio)	2,7-5,7	-----

Tabla 2 Propiedades de las resinas compuestas de partículas finas y microrrelleno
 Craig R. Ward M. Materiales de odontología restauradora. Décima edición.

Albers *et al*⁵⁶ consideran que las resinas compuestas de macropartículas tienden a ser más resistentes en aquellas situaciones clínicas que tienen que soportar altas cargas oclusales, como es el caso de los muñones artificiales pilares de prótesis parcial fija y de restauraciones en el sector posterior. Una de las razones es porque las macropartículas son más rígidas y menos propensas a la fatiga y la rotura.

La dureza Knoop de las resinas compuestas de partículas finas e híbridas están entre los 55-80 Kg/mm², las de microrrelleno entre 23-36 Kg/mm², lo que refleja la dureza y el volumen de las partículas de relleno. Las resinas de microrrelleno son más resistentes al desgaste que las resinas de partícula fina. Las de microrrelleno tienen excelentes cualidades ópticas y una excelente capacidad de obtener superficies lisas y durables en el tiempo, sin embargo, tienen propiedades mecánicas pobres por lo que están contraindicadas en dientes que estarán sometidos a cargas oclusales.⁶

En resumen las mejores propiedades mecánicas se logran por la incorporación de altas concentraciones de partículas de relleno de varios tamaños en la matriz de resina. El empacamiento de las partículas se mejora por el uso de

diferentes tamaños que logran una mejor distribución dando como resultado una mayor densidad de relleno y un máximo reforzamiento.⁶

Si bien algunos aspectos pueden orientar a la selección de un sistema con elevado módulo elástico y contenido cerámico debe tenerse presente que una elevada rigidez impide que el material se acomode a las tensiones que se generan como consecuencia de la contracción de polimerización.^{2,57.}

Con respecto a las resinas que usan la nanotecnología, las llamadas resinas nanométricas, éstas tienen propiedades completamente nuevas comparadas con las de partículas convencionales. Con éstas resinas nanométricas se ha logrado incrementar la resistencia mecánica y obtener una resina compuesta con mejor o similar manipulación que las resinas híbridas o microhíbridas.^{89,91,92,93}

Además el hecho de que estas resinas nanométricas presenten un menor tamaño de las partículas produce una menor contracción de polimerización 1,57%, garantizando que la tensión producida debido a la fotopolimerización sea menor que en las convencionales^{88,89,90}

1.2.2 Propiedades físicas

Las resinas compuestas tienen coeficientes ligeramente inferiores a los valores medios que presentan la matriz del polímero y la fase inorgánica por separado. Por lo tanto la incorporación del 50% de volumen de la fase inorgánica permite reducir el coeficiente de expansión térmica de las resinas, logrando valores que se aproximan más a los de la dentina y del esmalte, de lo que se conseguía con las resinas sin relleno.³

El coeficiente de expansión térmica de las de partículas finas es menor que el de las otras resinas.¹ Los cambios térmicos, de naturaleza cíclica, pueden producir fatiga en el material y ruptura prematura de la unión con el diente, especialmente en las resinas de microrrelleno.³

Las de partículas finas o minipartículas tienen una conductividad térmica mayor que las microrrelleno, debido a que la fase orgánica conduce el calor mejor que la matriz polimérica. Sin embargo, con temperaturas fluctuantes las resinas no cambian de temperatura con tanta rapidez como la estructura dental, por lo que no hay complicaciones o mejor dicho implicaciones clínicas.³

Algunas resinas contienen metales pesados en el relleno, lo que les confiere radiopacidad. ³

1.2.3 Propiedades químicas:

El medio ambiente de la cavidad bucal implica un ambiente agresivo en el cual los materiales dentales pueden disolverse en el agua por la liberación de sus componentes solubles, erosionarse debido a la presencia de sustancias ácidas, descolorarse o romperse debido a la absorción de sustancias del medio líquido. Todas estas posibilidades pueden afectar de manera negativa la estabilidad química de los materiales dentales y su durabilidad.⁵⁵

Los polímeros utilizados en las resinas compuestas son susceptibles particularmente a la absorción de agua y la pérdida de sus componentes solubles; siendo este un factor que contribuye a la más rápida decoloración de las restauraciones y a la degradación hidrolítica en la interfase resina-relleno.^{55,3}

La sorción acuosa de un material representa la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa del material durante la fabricación y/o funcionamiento

de la restauración. La estabilidad y calidad del acoplador silánico tienen gran importancia en la prevención del deterioro de la unión entre el relleno y la matriz orgánica y en la reducción de la sorción acuosa.³

Autores como Bayne y Toauti^{85, 57} consideran que la expansión que se produce como consecuencia de la sorción acuosa no es totalmente perjudicial ya que contrarresta en parte la contracción de polimerización. A la vez una sorción acuosa elevada lleva a una importante deformación y cambio dimensional del material.³

Las resinas de microrrelleno tienen una sorción acuosa considerablemente mayor que las resinas de partículas finas y las híbridas, debido al mayor porcentaje de polímero.^{3,2} La solubilidad en agua de las resinas compuestas oscila entre 0,01 y 0,06 mg/cm².³

En el caso de las resinas compuestas fotopolimerizables es muy importante la adecuada exposición a la luz ya que una insuficiente polimerización de la resina tiende a producir valores de sorción acuosa y solubilidad mayor.³

2. SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS

2.1 Definición de sistemas adhesivos resinosos

Adhesión: Que causa adherencia de superficie contiguas, relativo a ellas o caracterizado por ellas. Sustancia que causa la adhesión íntima de dos superficies en contacto.⁴

La adhesión es la fuerza que permite que cuando dos sustancias estén en íntimo contacto, las moléculas de una se adhieran o inserten en las moléculas de la otra. Estas fuerzas se denominan adhesión, cuando moléculas. diferentes se atraen, y cohesión, cuando las moléculas son de la misma clase.^{1,4, 57}

Existen dos mecanismos de adhesión: mecánica y química ^{1,2,3} La adhesión mecánica incluye mecanismos refinados como la penetración del adhesivo en las irregularidades microscópicas de la superficie del sustrato. Un líquido adhesivo fluido o semiviscoso es el mejor para este procedimiento, ya que penetra con mayor facilidad dentro de las irregularidades. Después de su endurecimiento las proyecciones del adhesivo fijadas en el sustrato suministran la base para la retención mecánica. ^{1,2,3}

El material o película que se agrega para producir adhesión se llama adhesivo; la superficie sobre la que se aplica y en la cual se va a llevar a cabo el proceso se denomina adherente y el resultado de las superficies que entran en contacto se conoce como interfase.^{1,2}

La adhesión mecánica es el mecanismo que utilizan los sistemas adhesivos resinosos.^{1,58} La adhesión química implica una unión a nivel atómico o molecular, un ejemplo de ello es la unión de los cementos de vidrio ionomérico al tejido dentario.³ Para comprender el fenómeno de adhesión es necesario conocer los sucesos que ocurren en la interfase entre sólido y líquido. La calidad de adhesión va a depender del grado de interacción de las fases.¹

Sea cual fuera el mecanismo utilizado para lograr la adhesión (mecánico o químico), es imprescindible una correcta adaptación entre las partes a unir para lograr resultados.^{1,2,3}

Esta adaptación es especialmente necesaria, en el caso de adhesión mecánica, para que cada una de las partes se introduzca y llene en las rugosidades dentro de la que se pretende que quede fija. Para unir dos partes sólidas es

necesario interponer entre ambos un líquido (adhesivo) que luego endurece mediante reacción química o física. ^{1,2,3}

Para que se lleve a cabo el proceso de adhesión es necesario que las superficies se atraigan entre sí hacia su interfase. ¹ El líquido debe adaptarse o mojar al sólido, para ello es necesario que el sólido trate de atraerlo hacia sí y que el segundo se deje atraer. ²

Para que se produzca la adhesión, es necesario la adaptación de dos partes que deben entrar en contacto. Conviene para ello que la superficie del sólido tenga elevada energía superficial, pero para que esta se manifieste no debe estar contaminada; cualquier contaminación con material orgánico e incluso humedad lo impide. ^{1,2,3}

Si en la superficie es importante la energía superficial también lo es en el material que debe adaptarse a ella (adhesivo). La tensión superficial del adhesivo debe ser baja para que el material pueda ser atraído con facilidad hacia la superficie y debe complementarse con una baja viscosidad que le permita fluir libremente sobre ella y lograr la adaptación. ^{1,2,3} Para que un líquido fluya fácilmente sobre

toda la superficie de un sólido se requiere que el sólido posea alta energía superficial y que el líquido tenga baja tensión superficial, esto garantiza una buena humectación y el éxito del proceso de adhesión.^{4,5}.

Cuando el proceso de adhesión es eficaz, las fallas que ocurren generalmente son de tipo cohesivo en el sólido o en el adhesivo, pero no en la interfase adherente-adhesivo.⁴

Esta adaptación debe mantenerse después de la transformación a estado sólido del material, de lo contrario se malogrará cualquier adhesión que se hubiera logrado. Para que esto no suceda la contracción del adhesivo debería ser escasa o nula.²

Es importante también para mantener la adhesión, que el sistema no experimente cambios dimensionales térmicos elevados. El adhesivo puede disminuir este riesgo si constituye una capa delgada, los cambios dimensionales serán pequeños en valor real; pero la consideración debe ser para el conjunto, ya que si una de las partes se contrae demasiado puede generar suficientes tensiones en la interfase como para romper la adhesión.²

2.2 Mecanismos de adhesión a esmalte y dentina.

Los fundamentos de la adhesión datan de 1955, cuando Buonocore reportó que el esmalte humano podía ser unido a las resinas acrílicas al ser grabado el tejido dentario con ácido fosfórico al 85% durante 30 segundos y obtener así una mayor retención. Basado en el uso previo del ácido fosfórico en la industria para mejorar la adhesión de pinturas y acrílicos a la superficies de los metales se le ocurrió ésta aplicación ⁵⁹

Adhesión a esmalte:

El esmalte es una sustancia porosal, contiene 96% de contenido inorgánico; la mayor parte de la sustancia inorgánica esta constituida por hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, Entre otros minerales existentes encontramos sodio, magnesio, carbonatos, hierro, flúor. El 4% restante corresponde a la matriz inorgánica de proteínas y agua. ^{5,7,60}

La histología y la histoquímica de este tejido muestran que posee una estructura de cristales de hidroxiapatita orientada en forma de varillas o prismas. Los prismas de esmalte comienzan en la unión amelodentinaria y se dirigen hacia la superficie del esmalte.^{5,7} La dirección de los prismas en los dientes permanentes es la siguiente: perpendiculares al límite con

la dentina; en el borde incisal y cuspídeo los prismas son paralelos al eje longitudinal del diente, en las caras laterales son oblicuos y su oblicuidad es tal que su extremo periférico está más hacia incisal que su extremo más profundo. En el tercio cervical primero son horizontales y luego se van inclinado de forma tal que su extremo periférico está más hacia apical que su extremo más interno.⁶⁰

Los cristales de hidroxiapatita no se disponen al azar, sino con una orientación que esta en relación con el eje del prisma; en la cabeza del prisma, los cristales se disponen aproximadamente paralelos al eje longitudinal del mismo. En la zona de la cola, los cristales se disponen aproximadamente perpendiculares al eje longitudinal del prisma. En la periferia de la cabeza de cada prisma existe una zona llamada vaina del prisma, en donde los cristales se disponen aproximadamente oblicuos con respecto al eje longitudinal del prisma: aquí los cristales están menos ordenados y esto permite una mayor contenido orgánico entre ellos, razón por la cual la vaina del prisma es mas resistente a la descalcificación que el resto del prisma.⁶⁰

La orientación diferente de los cristales de hidroxiapatita a nivel de cabeza, cola y vaina, le confiere a dichas zonas diferentes propiedades ópticas y también hace que se comporten de diferente forma bajo la acción de un agente descalcificador.⁶⁰ Si sometemos una superficie del esmalte a un agente descalcificador en muchos casos se observará una remoción preferencial en el centro del prisma en donde los cristales se encuentran perpendiculares a la superficie, este es un tipo de patrón de grabado, conocido como tipo I.^{60,61}

En el patrón de grabado tipo II la periferia es removida dejando el corazón del prisma intacto. El patrón de grabado tipo III, incluye áreas parecidas a los otros patrones y también zonas en la que el grabado no parece estar relacionado a la morfología de los prismas.⁶⁰ Los prismas presentan una longitud que va desde los 10 a 15 um en su estructura externa en donde se presentan paralelos y están dispuestos en forma perpendicular a la superficie del esmalte.⁶⁰

Estos cristales son de naturaleza iónica, ya que la hidroxiapatita es un compuesto de iones fosfato y calcio junto con grupos hidroxilo, lo que permite considerarla como un fosfato de calcio hidratado.^{2,5} Las uniones iónicas denotan un

sólido con elevada energía superficial. Por lo tanto, debe atraer hacia si un líquido; como el del monómero de los adhesivos; situación favorable para lograr la adhesión. Sin embargo en el medio bucal no se presenta en estas condiciones; esta contaminado por iones que se van incorporando (carbonato, fluoruros, etc.), y además recubierto con una película orgánica que rápidamente se deposita sobre el esmalte expuesto, todo ello disminuye la energía superficial del esmalte.² Debemos recurrir a algún medio para descontaminar la superficie y prepararla para recibir al adhesivo. Ya que el esmalte es básicamente un cristal iónico, esta preparación se realiza con una solución ácida previa profilaxis

Los iones hidrógenos contenidos en un ácido son capaces de disolver la hidroxiapatita de la superficie adamantina y dejar descontaminado y expuesto el esmalte y con la suficiente energía superficial para atraer al adhesivo. La solución ácida a utilizar debe tener suficiente actividad para ejercer su acción en un lapso lo suficientemente breve para que sea compatible con el trabajo clínico. Su acción debe ser controlada para no dañar de manera exagerada a la estructura dentaria.^{1,2}

Este ácido es relativamente activo y al reaccionar con la hidroxiapatita lo hace extrayendo calcio que pasa a formar parte de la solución. Cuando se acumula cierta cantidad, se crean fosfatos insolubles que al precipitar sobre la superficie del esmalte limitan la acción del ácido. Este fenómeno se conoce como “efecto autolimitante”.²

La profundidad de las porosidades creadas durante el grabado ácido va a depender del tipo, concentración y la constante de disociación (Pka) del ácido y de la composición química de la superficie del esmalte.^{1,62,63} Se han evaluado varias concentraciones de ácido fosfórico para la técnica del grabado ácido, la concentración más adecuada de ácido en agua para lograr una correcta acción sobre el esmalte² está entre un 32 y 40%

Concentraciones mayores o menores de ácido causan precipitados en forma de sales de calcio: con mayor facilidad y rapidez, por lo que su efecto sobre el esmalte es poco satisfactorio interfiriendo con el proceso de adhesión.^{2,38} La aplicación de ácido fosfórico al 50% produce un precipitado (fosfato monocálcico monohidratado) que puede ser eliminado al enjuagarse pero inhibe la

disolución; el efecto autolimitante es más rápido disolviendo menos calcio y resultando en poca profundidad de grabado.^{1,38} Concentraciones de menos del 27% pueden causar precipitados (fosfato dihidratado de calcio) que no van a ser removidos tan fácilmente.³⁸

Silverstone⁶¹ reporta que concentraciones de ácido fosfórico entre 30% y 40% producen una superficie en la que se obtiene mayor retención. Además la disolución del calcio y la profundidad de grabado incrementan a medida que la concentración del ácido fosfórico llega al 40%.

El tiempo de grabado ácido es relativamente corto, en escasos segundos (15 a 30 seg.) se puede lograr el efecto deseado.² En un principio el tiempo de aplicación era de 60 segundos pero estudios numerosos^{21,53,,55} demuestran que 15 segundos son suficientes para una unión fuerte. Sin embargo esto varía en relación con la historia particular de cada diente, por ejemplo, un diente con alto contenido de fluoruro por el agua requiere un tiempo de grabado más prolongado.¹

Debe tenerse presente la formación de los fosfatos sobre la superficie del esmalte; una vez que la solución ha actuado

durante el lapso requerido, debe lavarse a presión y durante tiempo suficiente para eliminar estas sales insolubles que precipitaron sobre la superficie.² De la misma manera es muy importante secar bien la superficie, ya que cualquier espesor de humedad, impedirá el contacto real buscado.²

Si hay contaminación de algún tipo, así sea contacto momentáneo con saliva o sangre, se reduce en gran manera la resistencia de adhesión; por lo tanto se recomienda enjuagar, secar y grabar una vez más por 10 segundos. Una vez realizado el grabado ácido se obtiene una superficie que además de estar descontaminada, presenta irregularidades dentro de las cuales es posible lograr la adhesión mecánica.

Se puede concluir entonces, que el proceso para obtener una unión entre esmalte y restauración a base de resina abarca un ligero grabado del tejido adamantino para suministrar una disolución selectiva con la microporosidad resultante.¹ El esmalte grabado tiene una energía superficial más alta que la superficie normal y permite a la resina mojar con facilidad la superficie y penetrar en las microporosidades creando una unión de tipo micromecánica.^{1,2,3}

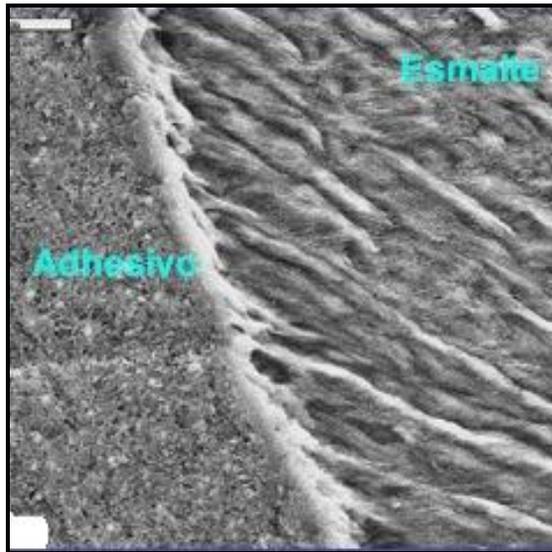


Grafico 3 Prolongaciones de adhesivo en esmalte grabado. Tomado de Rosales Leal.

Se cree que el engranaje micromecánico producto de las proyecciones de resina en las porosidades del esmalte, es el primer mecanismo de adhesión de la resina al esmalte grabado (Graf. 3). Mediante la técnica de grabado ácido se remueve cerca de 10um de la superficie adamantina y se crea una capa porosa de 5 a 50 um de profundidad.⁸

Por otra parte, la técnica de grabado ácido ayuda a compensar la contracción de la polimerización de las resina debido a la traba mecánica que se forma, reduciendo la retracción del material de los márgenes y disminuyendo el riesgo a la microfiltración.⁹

Adhesión a la dentina:

Hasta hace pocos años lograr la adhesión a la dentina era un reto. Aunque las investigaciones en esta área tienen más de 30 años.¹ Las aplicaciones prácticas de los adhesivos dentinarios apenas emergieron a finales de los ochenta y se perfeccionaron a finales de los 90. Esta dificultad se debía a la naturaleza diferente de la dentina con respecto al esmalte.^{1,2,3,67}

La dentina es un tejido duro con menor contenido inorgánico y mayor contenido orgánico; existen menos cristales de hidroxiapatita los cuales están incluidos en la trama de fibra colágena, además la dentina tiene un alto contenido de agua.
1,2,3

La composición química de la dentina es de un 50% en volumen de componentes inorgánicos, 30% en volumen de componentes orgánicos y un 20% de agua. Su composición por peso es de 70% de matriz inorgánica, 18% de matriz orgánica y 12% de agua.^{79,60} La composición puede variar dependiendo de factores múltiples como la profundidad de la dentina, edad del diente, traumas o patologías sufridas.^{67 9}

La porción inorgánica de la dentina consiste principalmente en cristales de hidroxiapatita, en menor cantidad que en el esmalte. También consta de otras sales minerales como los carbonatos, sulfatos y otros fosfatos cálcicos distintos a la hidroxiapatita. La matriz orgánica esta compuesta principalmente por colágeno (del tipo I); que representa alrededor del 92% del conjunto de la masa tisular orgánica total; y un 8-9% de sustancia fundamental.^{60,64}

La dentina es considerada una extensión anatómica y fisiológica de la pulpa, formando juntas una unidad conocida como el complejo dentino-pulpar, contrario al esmalte biológicamente avital.^{5,7,60,64,67} La característica más notable de la dentina es la presencia de los túbulos dentinarios. Estos son espacios tubulares pequeños ubicados dentro de la dentina, llenos de líquido tisular y ocupado en parte de su longitud por las prolongaciones de los odontoblastos. Los túbulos se extienden a través de todo el espesor de la dentina desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa, su configuración indica el curso tomado por el odontoblasto durante la dentinogénesis.^{60,64,65,67} El diámetro y número de los túbulos dentinarios aumenta conforme nos acercamos al órgano pulpar. Poseen sus extremos adelgazados, midiendo aproximadamente 2,5 um de diámetro

cerca de la pulpa y 900nm cerca de la unión amelodentinaria. En la dentina coronaria hay aproximadamente 20.000 túbulos por milímetro cuadrado cerca del esmalte y 45.000 por milimetrado cuadrado cerca de la pulpa.^{60,64,65,67}

La periferia del túbulo dentinario esta compuesta por un anillo hipermineralizado de dentina, llamada dentina peritubular. La dentina menos mineralizada y rica en colágeno que se encuentra entre los túbulos se denomina dentina intertubular y constituye el mayor componente de la dentina^{7,8}. La dentina intertubular representa el principal producto secretorio de los odontoblastos y consta de una red de fibrillas colágenas que miden entre 50 y 200 nm de diámetro, en las cuales se depositan cristales de apatita. Los cristales son de 100nm de largo y se orientan generalmente con su eje mayor paralelo a las fibrillas colágenas.⁶⁰

Las variaciones en la estructura y composición de la dentina no solo ocurren a diferentes profundidades, sino que varia en diferentes zonas del diente. La permeabilidad de la dentina ilustra claramente estas variaciones. Por ejemplo, la permeabilidad va aumentando a medida que se esta más cerca de la pulpa, asi como también la permeabilidad en proximal es

mayor que en oclusal.⁶⁷ Alteraciones en el contenido mineral de la estructura dentinaria, como caries y áreas escleróticas, representaban otro problema a la hora de lograr adhesión a la dentina. La penetración del adhesivo en la dentina esclerótica es menor que en la dentina sana, comprometiendo el proceso de adhesión.⁶⁷

El problema que se presentaba anteriormente para lograr la adhesión a la dentina era debido a las características de la misma; la cual tiene una superficie difícil de humectar, lo que produce áreas de alta concentración de tensiones y además presentaba en su superficie la capa de desecho (que no se eliminaba), que actuaba como un contaminante^{2,66}; todo esto hacía muy difícil la obtención de una adhesión a nivel mecánico microscópico.² Si se trataba a la dentina con ácido solo se lograba eliminar parte de la hidroxiapatita, dejando matriz orgánica expuesta, obteniendo una superficie no tan apropiada como para atraer al adhesivo, además los monómeros que se comercializaban eran hidrofóbicos, lo que los hacía incompatibles con la humedad característica del tejido.^{2,66}

El estudio de los sistemas adhesivos dentinarios comenzó en la década de los cincuenta, con un desarrollo muy lento

en la siguiente década, hasta que culminó con la introducción comercial del primer adhesivo dentinario en 1965 éste producto no tuvo resultados favorables.^{67,23}

Una segunda generación de adhesivos dentinarios fue introducida en el comienzo de los ochenta.² Estos materiales estaban compuestos por ésteres halofosforados de resinas sin relleno como el BIS-GMA o hidroxietilmetacrilato (HEMA). Estos buscaban la adhesión a través de interacciones iónicas entre los grupos fosforados y el calcio de la capa dentinaria de desechos.

Durante bastante tiempo se pensó que solo a través de la unión química entre el tejido dentinario y el material se podía solucionar este problema y hacia ahí se enfocaron las investigaciones con resultados poco favorables; la principal dificultad radicaba en la imposibilidad de lograr un material que interactuara de manera efectiva sobre una superficie húmeda, además se dejaba la capa de desecho dentinario a la que se le aplicaba el adhesivo.² La poca unión que se logró no fue química sino micromecánica por la penetración del monómero polimerizable en la luz de los conductillos dentinarios con resultados poco significativos.^{1.2.3,23} La fuerza de adhesión estaba alrededor de 1-10 Mpa y se consideraba

muy débil para resistir la fuerza generada por la contracción de polimerización de las resinas.

La principal causa del pobre desempeño de éstos sistemas adhesivos radicaba en que ellos buscaban la adhesión a la capa de desecho mas que a la dentina en si; ⁶⁷ hoy en día se reconoce que la capa de desecho impide una efectiva unión del adhesivo a la dentina, ya que reduce la permeabilidad de la dentina, y las bacterias atrapadas en la misma pueden sobrevivir y multiplicarse por debajo de las restauraciones. ⁽³⁰⁾

No es sino hasta mediados de los años ochenta que se desarrollaron sistemas que demostraron efectividad clínica, se introduce entonces, una tercera generación de adhesivos, ellos buscaban modificar la capa de desecho para permitir la penetración del adhesivo a la dentina subyacente ^{23,67 68}.

La mayoría de estos sistemas utilizaban soluciones que aumentaban la humectabilidad de la dentina y empleaban resinas más hidrofílicas, introduciendo por primera vez el uso de los imprimadores.²³ El postulado de la técnica era una unión micromecánica y no una unión química como en las dos generaciones anteriores. En 1984 se presentó el

Clearfil New Bond (Kuraray) ®, con valores de adhesión que iban desde los 9 Mpa del Scotchbond 2 (3M ESPE) ® hasta los 18 Mpa para el Prisma Universal Bond 3 (Dentsply Caulk) ® y el Tenure Solution (acondiciona la dentina con ácido nítrico y oxalato de aluminio al 3,5%) según la fórmula original de Bowen.⁶⁷ Sin embargo la resistencia de unión que se lograba con estos adhesivos no era la suficiente para contrarrestar las tensiones generadas por la polimerización de las resinas compuestas y los resultados clínicos no fueron lo suficientemente favorables ^{23,67}

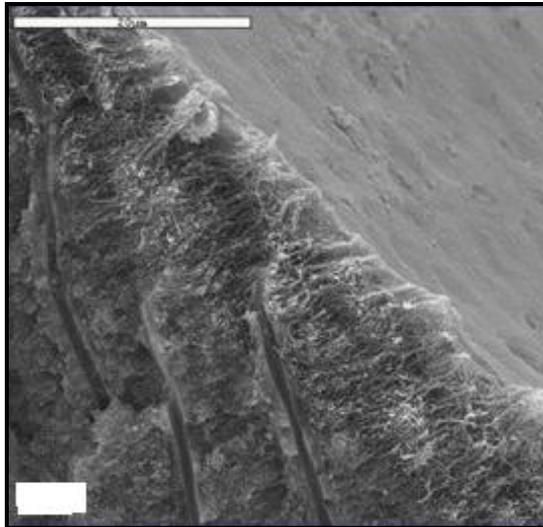
Otros adhesivos de la tercera generación son.:

- Prisma Universal Bond 2 (Dentsply Caulk) ®
- Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) ®
- XR Primer Bond (Kerr) ®
- Denthesive (Kilcer) ®
- Gluma (Bayer) ® ⁶⁷

El importante avance en el área de adhesión a la dentina surgió al reconocer que para que esta adhesión sea efectiva y tenga los mismos resultados que en el esmalte se necesitaba de mecanismos micromecánicos. Una

parte de la estructura dentaria que permite generar esta traba mecánica es, fundamentalmente, la trama de fibras colágenas. ⁽²⁾

La cuarta generación de adhesivos hace su aparición a finales de los ochenta y principios de los noventa con la introducción de un nuevo concepto, el grabado total ^{9,23,67} (Graf.4)



**Gráfico 4 Esmalte y dentina con grabado ácido.
Tomado Rosales Leal 2002**

En estos sistemas, que hoy en día todavía se usan, la capa de desecho es removida con un acondicionador químico y la resina se adhiere a la dentina a través de la capa híbrida. Fusayama,⁶⁹ fue el primero en demostrar que el grabado ácido de la dentina aumentaba los valores de resistencia de los

adhesivos a la misma, esto debido a la formación de la llamada capa híbrida.

La capa híbrida (Graf.5) fue descrita por Nakabayashi en 1982 y consiste en una fina capa de 2 a 6 μm aproximadamente de resina que se infiltra en el interior de la dentina, formando unas prolongaciones de resina dentro de los túbulos dentinarios y la trama de fibras colágenas expuesta. ^{10,23}

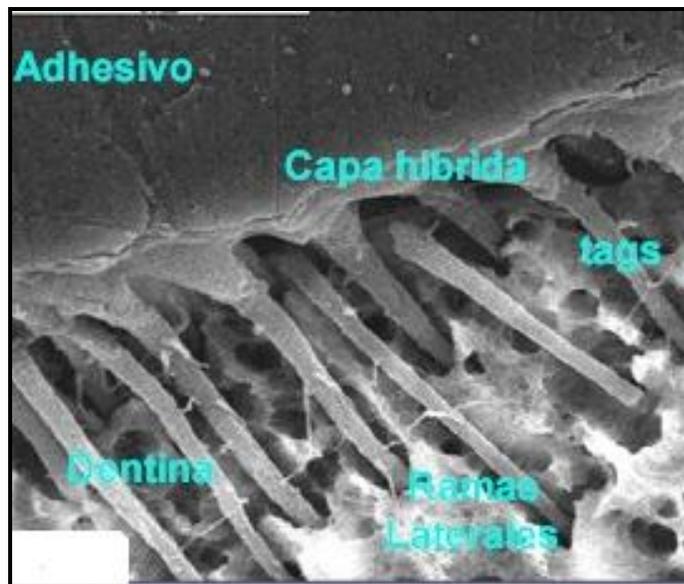


Gráfico 5 Capa Híbrida. Tomado Rosales Leal 2002

Para lograr que las moléculas del adhesivo penetren en la estructura dentinaria es necesario primero exponer la trama de fibras colágenas, para ello se utiliza el grabado ácido que disuelve los cristales de hidroxapatita (que junto con el colágeno constituyen la dentina intertubular) y la capa de

desecho dentinaria. El segundo paso necesario para lograr que el adhesivo penetre de forma eficaz en la estructura dentaria, es el uso de un vehículo que acondicione a la dentina y sirva como puente entre la dentina y la resina de enlace. A éste vehículo se le conoce con el nombre de imprimador. Estas sustancias generalmente poseen un grupo funcional hidrófilo y otro hidrófugo. Las moléculas hidrofílicas se introducen en el interior de la trama colágena, con capacidad de copolimerizar con las de un monómero que contenga grupos hidrofílicos (para que se una a estas moléculas) e hidrofóbicos (para que se una a la resina compuesta). Al polimerizar, queda formada una estructura o capa en la que coexisten los componentes de la dentina y el material polimerizado denominada *Capa Híbrida*.^{2,9} (Graf 5)

Estos monómeros se encuentran disueltos generalmente en solventes orgánicos como la acetona o el alcohol etílico, que pueden desplazar agua de la superficie de la dentina y de la red de fibras colágenas. Otros sistemas utilizan el agua como vehículo. Las moléculas del adhesivo tiene dos grupos funcionales diferentes: uno con afinidad a la superficie dentaria y otro con afinidad al material restaurador.²

Una vez realizado el grabado ácido, se ensanchan los túbulos dentinarios y se exponen las fibras colágenas. Antes del grabado, los cristales de hidroxiapatita mantenían las fibras colágenas sin colapsar. Tras el grabado ácido, se eliminan estos cristales y las fibras colágenas quedan sin soporte. Lo único que puede mantenerlas sin colapsar es el agua. Así, es muy importante que la dentina grabada permanezca húmeda para evitar el colapso de las fibras colágenas.⁴¹

Si colapsan estas fibras, se reducirá la permeabilidad de la estructura descalcificada y los adhesivos verán dificultada su infiltración. Pero la dentina tampoco puede estar sobre hidratada. Una sobre hidratación no hace ningún daño al tejido desmineralizado pero sí puede afectar a los adhesivos, que ven diluidos sus componentes y pueden fracasar en la unión o puede constituirse en una barrera que impide la infiltración en caso de ser muy abundante.⁴¹

Desde un punto de vista clínico es muy difícil conseguir una dentina suficientemente húmeda para no colapsar las fibras colágenas y suficientemente seca para que no se afecten los adhesivos y esto es aún más difícil en la cavidad bucal, en la que habrá zonas donde al soplar con la jeringa

de aire quede más agua y en otras menos. Estas variaciones de agua afectan especialmente a los sistemas adhesivos resinosos con solventes orgánicos, como los que usan acetona y alcohol.⁴³

Una vez el substrato dentinario este acondicionado, el adhesivo aplicado ha de combinarse con el agua que sustenta las fibras colágenas e infiltrarse adecuadamente y en su totalidad en el frente de desmineralización creado. Es muy importante el papel que juegan los imprimadores en la reexpansión de la red colágena⁵⁸.

Existen dos teorías que tratan de explicar como los imprimadores logran esta reexpansión. La primera expone que el agua dentro de los imprimadores forma puentes de hidrógeno con los péptidos del colágeno, rompiendo puentes de hidrógeno intermoleculares. Las tensiones residuales creadas durante el colapso de la red de fibras colágenas permitirían que la misma se expandiera activamente de forma elástica.⁵⁸ Otra interpretación de la reexpansión, es que la red de fibras colágenas puede funcionar como un hidrogel en el cual, el agua es insertada por ósmosis con la ayuda de polímeros biológicos polielectrolíticos como el

colágeno y los glucosaminoglicanos.⁵⁸

Tras soplar con la jeringa de aire, se evapora el agua que quedaba en la dentina y el solvente que constituía el vehículo del adhesivo, estableciéndose así la capa híbrida como mezcla de material orgánico y resinoso.⁴⁴

Si el adhesivo no consigue una infiltración y sellado completo, el paciente como consecuencia podrá sufrir de sensibilidad postoperatoria y, a la larga, se puede producir el fracaso de la unión y la instauración de una caries secundaria.²

El mecanismo de acción de los sistemas adhesivos de cuarta generación consiste en un proceso de tres pasos (Graf. 6), a saber: primero el grabado ácido seguido de la imprimación y por último la colocación del adhesivo, logrando valores de resistencia que superan los generados por la contracción de la resina^{8,9 23}

La cuarta generación incluye productos como:

— All-Bond 2 (Bisco) ®. Líder del mercado durante varios años, con solvente basándose en acetona. Sobre él Kanca⁴⁹ definió la técnica de la adhesión húmeda.

- Scotchbond Multisuperficie: (3M) ®. Inicialmente incorporaba el ácido maleico al 10 por ciento, y luego fue sustituido por el ácido ortofosfórico.
- Imperva Bond (Shofu) ®
- Permaquik (Ultradent) ®
- Optibond FL (Kerr) ®
- Solibond (Kulzer) ®
- Liner Bond 2 (Kuraray) ®



Gráfico 6 Adhesivos de cuarta generación. Tomado de Gilberto Henostroza. 2003

La quinta generación de materiales (Graf. 7) tiene el mismo principio aplicado a los de cuarta generación, con la diferencia de que han sido creados para tratar de minimizar los pasos en su colocación, en un intento de reducir el tiempo de trabajo. y disminuir los riesgos de error por parte del operador ²³ La mayoría de estos sistemas combinan el agente imprimador con el adhesivo, estos son los llamados adhesivos de una sola botella, los fabricantes los introdujeron como un sistema de un

solo paso, más sin embargo necesitan el grabado previo del sustrato y la colocación de una o varias capas del adhesivo.^{2,23} La mayoría de los sistemas adhesivos resinosos presentes en el mercado están compuestos básicamente por un agente acondicionante o ácido (generalmente 30% o 40% de ácido fosfórico) y una solución de monómero hidrofóbico e hidrofílico. Después del acondicionamiento del tejido dentario con ácido el monómero es aplicado en una o varias capas.^{30, 23}



Gráfico 7 Adhesivos de quinta generación. Tomado de Gilberto Henostroza. 2003

Algunos productos comerciales de quinta generación son:.

- Prime & Bond (Dentsply) ®
- Prime & Bond 2 (Dentsply) ®
- Optibond Solo (Kerr) ®
- Single Bond (3M) ®
- Bond I (Jenneric Pentron) ®
- Syntac Single Component (Vivadent) ®

Otra modalidad de los adhesivos de quinta generación son los sistemas adhesivos autoacondicionantes, que incorporan el ácido y el imprimador en una sola botella.²³ Sin embargo existe duda de que la acidez del imprimador se vea reducida mientras penetra, dejando menos ácido para acondicionar la dentina subyacente, pudiendo ocasionar que la capa de desecho no sea eliminada completamente. Esto podría explicar porque éstos sistemas producen un espesor de capa híbrida menor que los que utilizan el grabado previo.⁵¹ Sin embargo esto no parece afectar los valores de adhesión de forma significativa.⁷⁰ Un ejemplo de los adhesivos de quinta generación autoacondicionantes es el Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray Co.Ltd.,Osaka, Japan) ® .⁵¹

Los sistemas adhesivos más recientemente promocionados como de sexta generación (Graf 8), buscan la adhesión al esmalte y dentina usando solamente una solución: ácido, imprimador y adhesivo en una sola botella.²³

Algunos ejemplos de adhesivos de sexta generación son:

- Prompt L- Pop (3M, ESPE) ®
- Reactmer Bond (RB, Shofu) ®
- XENO III (Xeno, Denstply-Sankin) ®
- OBF-2 (OBF2, Tokuyama Dental) ®

Autores como Kugel y Ferrari ⁷⁰ afirman que estos sistemas logran una buena adhesión a la dentina pero la adhesión al esmalte no es tan eficiente. Hay un consenso general sobre que las versiones menos ácidas no graban bien el esmalte natural, aprismático, no logrando formar tapones de resina (tags) debido a una muy pequeña desmineralización bajo la superficie, con la consiguiente baja retención mecánica.²³



**Gráfico 8 Adhesivos de sexta generación.
Tomado de Gilberto Henostroza. 2003**

El mecanismo de acción de los sistemas autoacondicionantes es bastante sencillo. Incorporan una resina ácida que al ser aplicada sobre el substrato dental disuelve el barrillo dentinario

y crea un pequeño frente de desmineralización. Tras actuar unos segundos (entre 15 y 30 según el adhesivo), la propia resina se desactiva debido a que los radicales ácidos se neutralizan con los cristales de hidroxiapatita que ha desmineralizado. El resultado es un tejido desmineralizado e infiltrado simultáneamente con el adhesivo.^{23,2}

Con este tratamiento se evita la dificultad del control del agua en el diente grabado, el riesgo de dañar las fibras de colágena y la posibilidad de no infiltrar y sellar completamente el frente de desmineralización.^{2,67}

Otra de las ventajas de los adhesivos autograbadores es la simplificación de los pasos al aplicar el adhesivo. Debido a que se graba e infiltra a la vez, se suprime totalmente el paso del grabado ácido. El paso aplicar ácido, esperar 15 segundos, lavar abundantemente y soplar ligeramente evitando deshidratar queda eliminado.²³

Como se puede ver, las dos ventajas principales de los adhesivos autograbadores sobre los adhesivos tradicionales son muy importantes y decisivas a la hora de utilizar estos nuevos adhesivos. Esto hace que, en comparación con sus

predecesores, los sistemas autograbadores tengan una menor sensibilidad a la técnica por su mayor facilidad de uso.⁽³¹⁾

En conclusión, para lograr la adhesión de una resina compuesta a la estructura dentinaria es fundamental realizar tres acciones: desmineralizar la superficie, impregnarla con un monómero hidrofílico y colocar un adhesivo hidrofílico e hidrofóbico. Se crea así una capa de dentina que tiene en su estructura incorporada y con ello adherido un polímero. A esta capa, denominada “capa híbrida” se adhiere luego la resina compuesta para realizar la restauración final.²

A partir de la cuarta generación de adhesivos es que se logra la formación de la capa híbrida. Los valores de adhesión varían de un adhesivo al otro y de una generación a otra.⁸⁶

En la tabla 3 podemos encontrar una lista de los sistemas adhesivos disponibles en la actualidad y que cumplen con los requisitos anteriormente mencionados, su uso dependerá de la experiencia y preferencia del profesional.⁸⁶

Material	Fabricante	Solvente	Carga	MpaE*	MpaD**	Generación
Clearafil® Liner bond 2V	Kuraray	Agua	10%	28	35	4°
ScotchBond MP Plus®	3M dental	Agua	00%	32	21	4°
Bond 1®	Jeneric	Acetona	00%	23	20	5°
Excite®	Ivoclar	Etanol	0,5%	26	24	5°
Gluma Confort Bond®	Heraeus- Kulzer	Etnol..	00%	22	17	5°
Integrabond®	Premier	Acetona	3%	25	9	5°
One Coat Bond®	Coltene	Ninguno	5%	33	20	5°
One Step®	Bisco	Acetona	00%	31	23	5°
Optibond Solo®	Kerr	Etanol	15%	23	21	5°
Permaquick PQ1®	Ultradent	Etanol	40%	25	22	5°
Primer % Bond NT®	Dentsply	Acetona	3%	28	22	5°
Single Bond®	3M Dental	Etanol	00%	22	18	5°
Clearfil SE Bond®	SDI	Acetona- etanol	00%	28	15	5°
Promp L-Pop®	Kuraray	Agua	10%	29	28	6°
Promp L-Pop®	ESPE	Agua	00%	22	8	6°
Etch & Prime®	Degussa	Agua	00%	12	19	6°
Syntac Sprint®	Vivadent 9	Agua	00%	14	18	6°

***MpaE- Megapascales en esmalte / ** MpaD- Megapascales en dentina**

Tabla 3 Adhesivos disponibles actualmente. Tomado de Stefanello A. Gonzalez P. Prates R. En Odontología restauradora y estética. 2005

2.3 Efectos que se consiguen con respecto a las propiedades mecánicas, físicas y químicas.

La adhesión entre la resina compuesta y la estructura dentaria es absolutamente necesaria para poder alcanzar las características de sellado marginal y protección biomecánica del remanente dentario.²

Es de vital importancia que la adhesión no se pierda al momento de realizar la técnica restauradora, por motivo de la contracción de polimerización que experimentan las resinas. Se calcula que la tensión que genera la contracción de polimerización sobre la superficie de contacto con el diente es de alrededor de 15 Mpa. Esto significa que antes de colocar la resina, una primera capa debe estar adherida a la superficie dentaria con un valor de resistencia adhesiva mayor que el citado de 15 Mpa. De no ser así dicha contracción puede producir una separación y una brecha, que impediría el logro de los objetivos planteados.²

Es necesario por lo tanto, que los valores de adhesión sean superiores a la tensión máxima que puede llegar a ser generada sobre la interfase.^{32,30} Estas tensiones se generan en primera instancia cuando se produce la contracción del material. Que

esa separación se produzca o no depende del valor de adhesión logrado y de la posibilidad de que la zona de adhesión se acomode disipando las tensiones que tienden a producir la separación.² Los sistemas adhesivos de primera y segunda generación eran muy débiles, la fuerza de adhesión de los de segunda apenas alcanzaban los 10 Mpa, Los de tercera generación superaron a sus antecesores más sin embargo su efectividad clínica no fue la esperada al no contrarrestar las tensiones generadas durante la polimerización.^{2,23 67} Con la introducción del grabado total y de los adhesivos de cuarta generación es que se logra mejorar los valores de retención, con fuerzas adhesivas que van desde los 17 Mpa hasta los 30 Mpa²³

En el diseño de preparaciones dentarias a restaurar con resinas compuestas se deben tener en cuenta aspectos como el volumen mínimo posible, la máxima superficie posible para la adhesión, la máxima superficie libre para que la contracción pueda producirse a partir de ella y no de la zona de contacto con el diente. (Factor C)⁽²⁾

También pueden lograrse situaciones más favorables empleando resinas reforzadas con menor módulo elástico para

que estas fuerzas se disipen mejor. Estas consideraciones se pueden tener en cuenta en algunas situaciones clínicas.² Otra posibilidad es utilizar previa a la colocación de la resina compuesta, una “capa adhesiva” con cierta flexibilidad (reducido módulo elástico) para lograr la citada acomodación sin necesidad de disminuir el módulo elástico de la resina compuesta, que en determinadas situaciones clínicas necesita ser elevado. Esto se puede lograr utilizando las llamadas resinas fluidas o a mediante el uso de adhesivos que, además del líquido, contenga en su composición alguna pequeña cantidad de refuerzo cerámico. ^{2, 84}

Por último también puede lograrse esa disipación de tensiones disminuyendo la velocidad con la que se transforman las resinas compuestas: dando tiempo a que se acomoden las tensiones en el momento de la contracción.² Esto se logra regulando la intensidad de la luz en la lámpara de fotocurado. Existen unidades que están configuradas de modo tal que esta intensidad del haz de luz vaya incrementando cada cierto tiempo, hay otras que emiten su haz de luz con una sola intensidad, en estas últimas podemos lograr el efecto deseado comenzado la polimerización a cierta distancia de la restauración e ir acercándonos poco a poco.²

3. FACTORES A TOMAR EN CUENTA PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES VITALES PARA PRÓTESIS PARCIAL FIJA CON RESINA COMPUESTA Y SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS

3.1 Evaluación de la estructura remanente

Una de las indicaciones para el uso de coronas completas es la presencia de dientes con pérdida de estructura dental (Graf. 9), en donde se hace necesario además de restaurar morfología y función, proteger al resto de la estructura dentaria remanente de daños posteriores.^{11, 12}

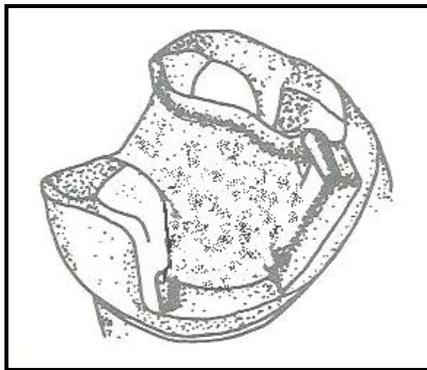


Gráfico 9. Evaluación de la estructura remanente. Tomado de Jhonstons 1990

Son frecuentes las situaciones en las que la pérdida de la estructura dental es tal que el tejido dentario remanente intacto en la corona clínica dificulta el logro de un tallado con adecuada forma de retención y resistencia¹². En éstos casos es necesario valerse de otros medios para lograr esa forma de retención y resistencia, una vía es mediante el tallado de

rieleras y cajuelas en la estructura dentaria; sin embargo, el reemplazo del tejido faltante con un material de restauración que no forme parte de la corona colada es la mejor forma de lograrlo.^{1,2} En estos casos el diente reconstruido se trata como si fuera el diente natural logrando una preparación con las características adecuadas.^{11,19}

La pérdida de estructura dentaria va desde preparaciones de abordaje mínimo en dientes intactos hasta daños muy extensos que afectan la longevidad del propio diente: los dientes con una mínima estructura dentaria remanente corren un mayor riesgo de fractura, aportan menor retención a la restauración y corren cierto peligro de invasión de la inserción periodontal. Por lo expuesto, a medida que se reduce la cantidad de estructura dental remanente y aumentan las fuerzas oclusales se requiere de un mayor control de la restauración. (Graf. 10).⁷²

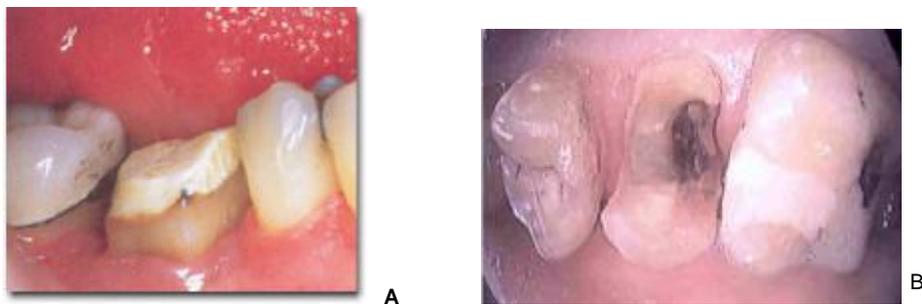


Gráfico 10. Dientes con pérdida de estructura dentaria Tomado d: A. Mark Gutt. www.southfloridaperio.com 1983 B. www.thecomesticdentistrycenter.com

Cuando la mitad o más de la corona clínica ha quedado destruida, es preciso la reconstrucción del muñón con un material que puede ser de obturación directa. La línea de preparación para la restauración debe extenderse más allá del muñón dentro de la estructura dentaria, para evitar que queden zonas expuestas del margen de la restauración y así evitar problemas como el de la microfiltración marginal.¹²

Durante muchos años se ha aceptado como regla que cuando exista duda acerca del logro de una preparación con las características adecuadas; debido a la poca cantidad de tejido dentario remanente en la corona clínica; lo mejor sería realizar un poste en el conducto radicular,^{11,12} siendo necesaria la desvitalización del diente (con la posible consecuencia de un mayor riesgo de fracturas).^(26 27).

Uno de los objetivos de la odontología actual es el de la conservación del tejido dentario sano.¹¹ Lo ideal sería entonces contar con un material restaurador que permita la confección de un muñón que ofrezca suficiente retención y resistencia para soportar las fuerzas oclusales y así evitar la endodoncia de un diente vital. En base a esta premisa, es muy difícil identificar la calidad y cantidad de estructura dentaria

remanente que es útil para la reconstrucción de muñones usando los sistemas adhesivos resinosos y las resinas compuestas. En este sentido hay poca literatura.

A pesar de que la retención en las restauraciones con resinas compuestas está basada en la adhesión, son múltiples las situaciones clínicas que limitan el uso de las mismas como material restaurador. Por lo tanto una forma de asegurar, frente a la acción repetida y nada despreciable de las fuerzas masticatorias, un máximo de resistencia es tomando en cuenta las consideraciones mecánicas a la hora de preparar la restauración.

Consideraciones mecánicas:

La importancia de la preparación de la restauración y de la adaptación del material obturante a las paredes preparadas para restaurar la estructura dental perdida, puede considerarse la base de una buena práctica odontológica.⁹⁶ Esto se logra dándole a la restauración forma de retención y resistencia.^{95,96,97} Si la restauración está incorrectamente preparada, el material restaurador sera colocado en terreno inseguro y sucumbirá fácilmente a las fuerzas que han de actuar sobre él.^{95,96,97}

Se dice que la forma de resistencia es aquella que se da a la restauración para proteger al diente de las posibles fracturas, ya sea debido a la acción de las fuerzas masticatorias, a las variaciones volumétricas del material restaurador o a las presiones interdentinarias que se producen en los dientes restaurados.⁹⁶ También se define a la forma de resistencia como “Aquella que debe asumir la cavidad para que la restauración pueda resistir ventajosamente los esfuerzos de la masticación”.⁹⁶ En consecuencia es razonable que deben existir siempre, en la forma de resistencia, los dos conceptos: uno relativo al diente y el otro relacionado con el material restaurador.⁹⁶

Una restauración tiene forma de retención, cuando el material de obturación no puede ser desplazado de ella bajo la acción de las fuerzas puestas en juego durante la función masticatoria.^{96, 97}

Siempre que se realice una restauración se debe buscar mantenerla en su sitio, ante la acción de las fuerzas masticatorias que tienden a desplazarla. Para que la obturación permanezca en su sitio deberá haber un equilibrio entre el momento de las fuerzas masticatorias y el momento de las

fuerzas resistentes ó resistencia de las paredes dentarias.⁹⁵

Desde el punto de vista mecánico la cantidad de tejido dentario remanente y la localización, que determinará la forma de la cavidad, es un factor importante a considerar ya que los mayores esfuerzos, dependiendo de la forma de la cavidad, son realizados por las paredes que delimitan a la restauración.⁹⁵ La localización puede clasificarse como periférica, cuando afecta las superficies axiales del diente; central, en el centro del diente o combinada cuando la destrucción se da en ambas zonas.¹²

La preparación correcta de cualquier restauración es un proceso científico y sistematizado que se basa en leyes precisas de física y mecánica.^{96,98} Primero que nada es necesario comprender que todas las cavidades o restauraciones tienen forma de caja o alguna modificación de ella y que las paredes internas de las cajas son superficies planas que se juntan para formar ángulos diedros y triedros. La forma general de resistencia es la caja.^{96,97,98} En diversos oficios mecánicos se emplea la forma de caja para dar resistencia a las uniones, en la profesión odontológica se adoptó por las siguientes razones:

- 1.- El asiento para el material restaurador es perpendicular a la línea de esfuerzo, condición ideal en todo trabajo de construcción

2.- Los materiales de restauración se adaptan más fácilmente a las superficies planas.

3.- Está disminuida la tendencia a la gfractura de las cúspides bucales y linguales de los molares y premolares. Realizada de otra forma, la obturación actuaría como una cuña.

4.- La cavidad se hace más visible y accesible a los procedimientos operatorios.

5- La obturación correctamente adaptada es más estable al quedar sujeta por la elasticidad de la dentina de las paredes paralelas opuestas. ^{96, 97}

Con respecto a la forma de retención, para lograr la inmovilización del bloque obturador dentro de la restauración final, hay que tomar en cuenta una serie de principios básicos que se encuentran enmarcados dentro de lo que se conoce como la “Ley General de Retención”, ⁹⁹ la cual explica que cualquier tipo de restauración debe ser considerada en tres sentidos: ⁹⁷

a) Gíngivo- Oclusal

b) Mesio-Distal

c) Buco-Lingual

a) En sentido gíngivo-oclusal: A nivel de la caja oclusal por la profundidad de la misma o por la profundidad y la divergencia de

sus paredes bucal, distal y lingual con respecto a la pulpar. A nivel de la caja proximal por la profundidad de la misma en éste sentido o por la profundidad y divergencia de las paredes bucal y lingual con respecto a gingival.⁹⁷

b) En sentido mesio-distal: A nivel de la caja oclusal por su tallado en forma de cola de milano en éste sentido. A nivel de la caja proximal puede reforzarse haciendo que las paredes bucal y lingual sean divergentes a medida que se aproximan a axial.⁹⁷

c) En sentido buco-lingual: Tanto en una como en otra caja, por la confección de paredes planas que formen, al intersectarse, ángulos bien marcados. En efecto si las paredes no se hallasen perfectamente delimitadas entre si, formarían, en su conjunto, una superficie concava que no ofrecería a la obturación una base firme.⁹⁷

Al establecer la forma de retención hay que considerar la dirección del esfuerzo masticatorio. Dependiendo de la ubicación de la restauración y las fuerzas que reciba, la misma tendrá que ser más o menos resistente a las fuerzas que tienden a desalojarla.⁹⁷ Además, se puede acentuar la forma de retención de una cavidad compuesta, mediante la confección de

planos inclinados, es decir, inclinado en dirección apical las paredes gingival y pulpar, que formarán, con la axial y mesial o distal, respectivamente, ángulos ligeramente agudos; por su parte, las paredes lingual y gingival serán recíprocamente paralelas.⁹⁷

Al preparar la forma de resistencia se obtiene en cierto grado la forma de retención, aunque en ciertas situaciones hay que profundizar un poco más la cavidad y marcar más los ángulos.^{96, 97}

En las restauraciones simples (como las cavidades clase I, III y V) se adopta la forma de caja simple o alguna modificación de ella. En las restauraciones compuestas, como éstas se extienden a dos o más caras, estarán constituídas por igual número de cajas unidas entre sí, formando lo que se conoce como escalón. En las cavidades proximo-oclusales (Clase II) se usa la forma de caja doble o de escalón. En las cavidades próximo-incisales (clase VI) se usa la forma de caja doble o compuesta, con escalón incisal o lingual.^{96, 97}

La forma retentiva (desde el punto de vista mecánico) consiste principalmente, en lograr que el piso de la cavidad

tenga un mayor diámetro que su perímetro externo. En las cavidades periféricas o simples, localizadas en el centro, el desplazamiento de la restauración puede realizarse en un solo sentido: hacia la abertura de la cavidad (Graf. 11). En ella basta con que la profundidad sea igual o mayor que el ancho. ^{95,96, 97}

Cuando la cavidad a restaurar es de amplia abertura, se logrará la retención adecuada, si el material con el que se va a restaurar así lo exige, haciendo divergir las paredes laterales a medida que se aproximan al piso de la cavidad. ^{96, 97}

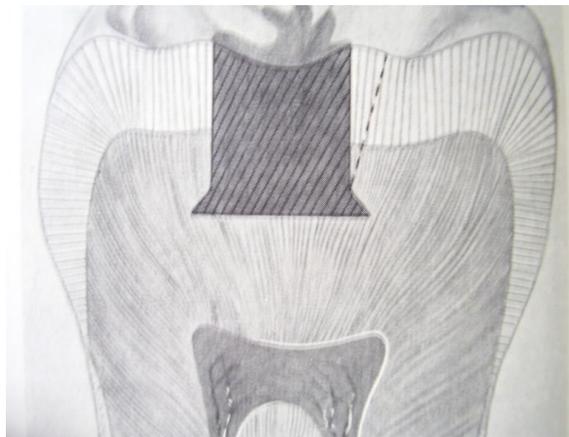


Gráfico 11. Restauración localizada en el centro del diente. La obturación solo se puede desplazar en un sentido. Tomado de Ritacco. 1962

En las cavidades compuestas, localización periférica y/o combinada (próximo oclusales, vestibulo-oclusal, etc), la obturación puede desplazarse en varios sentidos, hacia cualquiera de las aberturas de la caja. ⁹⁵ En éstas restauraciones hay que considerar dos casos generales: sin

escalón y con escalón. ^{96, 97} En las primeras (sin escalón) la forma de retención se obtiene de la misma forma que en las cavidades simples, con la diferencia de que por faltar una de las paredes laterales conviene exagerar un tanto la divergencia, en forma de cola de milano, con respecto al piso cavitario. En las segundas (con escalón), la retención se refuerza mediante el tallado de una caja adicional. Esta caja adicional, o caja oclusal en molares y premolares, es la llamada cola de milano, lingual a nivel de los incisivos y caninos . ^{95,96, 97}

Las restauraciones proximo-oclusales, en molares y premolares donde el anclaje es mecánico, tienden a desplazarse hacia proximal girando en el borde cavo-superficial, ante la acción de las fuerzas de oclusión funcional que se aplican en el reborde marginal. ^{95,96} Se recomienda realizar una cola de milano para aumentar la retención. (Graf. 12).

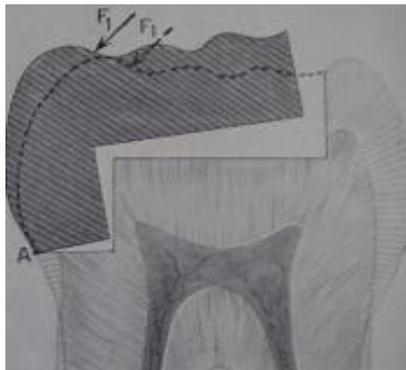


Gráfico 12. Restauración proximal Las fuerzas laterales tienden a hacer girar la restauración en A. Hay que buscar retención adicional por medio de una cola de milano Tomado de Ritacco. 1962

En aquellas cavidades mesio-ocluso-distales (MOD), donde la retención es solo mecánica, como en el caso de las amalgamas e incrustaciones, el tejido dentario de los ángulos axio-pulpaes desarrolla fuerzas reactivas que impiden la movilización de la restauración (Graf. 13).^{95,96}

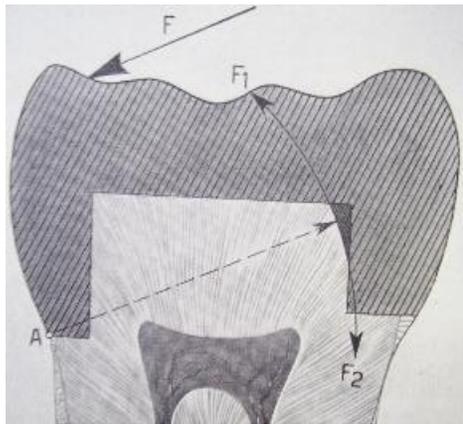


Gráfico 13. Restauración mesio-ocluso-distal. La restauración tiende a girar en A por la fuerza F, pero se lo impide el ángulo axio-pulpar de la cara opuesta. La fuerza esta equilibrada por la fuerza reactiva F2. Tomado de Ritacco. 1962

Estas consideraciones mecánicas son principios básicos que se aplican en operatoria dental a la hora de realizar cavidades a ser restauradas con materiales metálicos.^{95,96,97}

Ya se ha dicho que para que una restauración tenga éxito debe mantenerse en su sitio ante la acción de las fuerzas dislocantes.⁹⁷ Cuando se tenga dudas sobre el logro de una adecuada forma de retención y resistencia a través del uso de sistemas adhesivos resinosos y resinas compuestas, se deben buscar medios auxiliares de retención.^{1,2,11}

En base a la premisa de una Odontología Conservadora en donde lo que se busca es mantener la mayor cantidad de tejido dentario sano y preservar la vitalidad pulpar, ¹¹ se debería considerar la aplicación de lo que se conoce como “Ley General de Retención” ⁹⁹, dicha ley es aplicable a cualquier restauración y por ende reconstrucción. Por lo tanto podría considerarse la utilización de los conceptos mecánicos clásicos utilizados en odontología operatoria a la reconstrucción de muñones vitales pilares de prótesis parcial fija como un medio auxiliar para lograr la retención. Se combinaría las retención que ofrecen los sistemas adhesivos resinosos con la retención mecánica ofrecida por las paredes de la cavidad, asegurando así al material dentro de la restauración y por ende el éxito clínico final .

Es muy importante el análisis individual de cada operador, cada situación clínica es diferente, tomar en cuenta todos los factores involucrados para determinar correctamente en que situación o no hace falta reforzar la retención quizás sea una tarea difícil pero es la clave del éxito clínico final.

Existe una relación importante entre la estructura dentaria remanente y el material restaurador. Entre ambas superficies

debe existir una adecuada relación y condiciones que permitan un correcto sellado para lograr la adecuada integración estructural del material con la sustancia dentaria permitiendo así que el conjunto funcione como una unidad desde el punto de vista mecánico.² De esta forma las fuerzas que reciben ambas estructuras se absorben de manera conjunta.² El diente restaurado mantiene un comportamiento mecánico lo más parecido al diente sano reduciendo sus posibilidades de fractura

Ya considerado el aspecto mecánico, es importante recalcar que la adhesión a la estructura dental no se pierda durante la polimerización de la restauración. Una manera de minimizar las fuerzas que se generan durante la contracción, aparte de las propiedades de los materiales involucrados, dependen del diseño de la restauración, dependiendo de la máxima superficie libre para la adhesión y la máxima superficie libre para que la contracción se produzca a partir de ella y no de el área de contacto con el diente.^{2,85,73,74} Se controla así la tensión por el factor "C" (diseño de la cavidad). El factor "C" se refiere a que la tensión generada en los diferentes diseños es proporcional a la configuración de los mismos. Es la relación entre las áreas de superficies adhesivas y no adhesivas.⁷⁴ A menor competencia entre las fuerzas de adhesión y las fuerzas de

contracción, menor será el factor C. Resulta importante la cantidad de estructura dentaria afectada y su localización. El más desfavorable factor "C" corresponde a la pérdida localizada en el centro del diente, pues se traduce como una cavidad clase I; el alivio de la tensión se realiza manteniendo el factor C lo más bajo posible, a través de la colocación incremental por capas de la resina, primero en una pared y luego en otra.⁷³ Si las fuerzas desarrolladas en el proceso de polimerización son absorbidas y disipadas por el tejido dentario que retiene al material restaurador, probablemente disminuya la magnitud del cambio dimensional de la restauración.⁷⁴

Los cambios por la edad y la respuesta a los estímulos ambientales tales como caries o atrición del esmalte, producen cambios en la estructura dentaria. Uno de los cambios con la edad es la disminución en el volumen de la cámara pulpar y del conducto radicular originado por la aposición continua de dentina.^{60,76} En ocasiones puede ocurrir una obliteración completa del conducto. La respuesta del complejo dentino-pulpar a las agresiones externas es la producción de más dentina esclerótica y una mayor velocidad en el depósito de dentina secundaria.^{60,64}

Es importante el conocimiento del tipo de sustrato con el que se logra la adhesión de la resina al diente. Con respecto a la dentina, dependiendo de la cantidad de estructura remanente se presentaran variaciones en el sustrato. La cantidad de colágeno disminuye por unidad de volumen a medida que se acerca a la pulpa, debido a la evolución natural del diente y a la dentinogénesis.^{58,64} Por este motivo las capas híbridas que se producen en la dentina profunda son pobres en fibras colágenas. El módulo de elasticidad de la dentina y la rigidez de la matriz intertubular⁷¹ también disminuyen según la profundidad de la dentina.

Pashley⁵¹ demostró que la reducción del grosor de la dentina aumenta considerablemente su permeabilidad. A medida que la preparación dentinaria se aproxima más a la pulpa, mayor es el número de túbulos dentarios por unidad de superficie. El diámetro de cada túbulo también aumenta cerca de la pulpa. Estos dos factores contribuyen al incremento de la superficie dentinaria de difusión.⁸⁵

Harnirattisai *et al*¹⁰⁰ sugieren que en dientes con restauraciones previas de amalgama, los productos de la corrosión de este material sobre la dentina (que se manifiesta

clínicamente por la decoloración de la misma) pueden afectar los valores de adhesión a la estructura dentinaria. Realizan un estudio en donde comparan la resistencia adhesiva a la tracción en dientes sanos y en dentina decolorada, utilizando dos sistemas adhesivos de quinta generación (Clearfil SE Bond ® y Single Bond ®). Los resultados obtenidos indican que hay una disminución significativa en los valores de adhesión en dientes decolorados producto de la corrosión de la amalgama.¹⁰⁰

Sugieren¹⁰⁰ que éstas diferencias en los valores obtenidos pueden deberse a varios factores : La primera teoría sugiere que los productos de la corrosión de la amalgama pueden inducir a la precipitación de las proteínas plasmáticas en el fluido dental, reduciendo la permeabilidad de la dentina e interfiriendo, por lo tanto, en la correcta infiltración del monómero. Otra posibilidad es que los iones metálicos, producto de la corrosión, se adhieren a la superficie de las fibras colágenas, afectando la polimerización del adhesivo de dos formas (dependiendo de su concentración): iniciando tempranamente el proceso sin darle chance al adhesivo de infiltrar completamente (los iones de Estaño y de Cobre actúan como agentes reductores) o retardando la polimerización (por la presencia de grandes cantidades de iones de Zinc)¹⁰⁰ Una

tercera explicación es que éstos metales pesados actúan sobre la capa de desecho dentinaria haciéndola más resistente a la acción de los ácidos. Por los resultados obtenidos en este estudio ¹⁰⁰ se sugiere eliminar la dentina decolorada hasta llegar a dentina completamente sana, aumentando así las posibilidades del logro de una adhesión adecuada.

Ciertamente, es muy importante el diagnóstico del tipo de dentina disponible. Casi todas las pruebas de resistencia son ejecutadas sobre dentina normal, salvo en algunas condiciones especiales como fracturas de dientes o preparación de prótesis.⁸⁶ En todos los demás casos, la intervención será en función de una lesión cariosa, o pérdida de estructura, como en el caso de abrasiones o erosiones⁸⁶

Así, siempre que se intervenga, la dentina ya habrá sufrido algunos cambios, los cuales deben ser identificados, y a partir de allí estudiar mejor la manera de lograr la adhesión.⁸⁶

3.2 Evaluación de la oclusión:

La oclusión de los dientes es la clave de la función oral. Desgraciadamente con frecuencia es pasada por alto o dada como resuelta. Esto se debe en parte, al hecho de que el

operador no sabe apreciar su importancia. El éxito de cualquier tratamiento restaurador depende de la armonía oclusal. ²⁰

Las fuerzas oclusales ejercidas sobre una prótesis guardan relación con el grado de actividad muscular, los hábitos parafuncionales, el número de dientes a reemplazar, el brazo de palanca que actúa sobre algún puente y el soporte óseo ¹⁸

Debido a la naturaleza dinámica de la masticación resulta difícil medir las tensiones reales que se producen durante este proceso.⁴ Los valores de fuerzas de mordida en dentición natural generalmente varían, van de los 20,5 Kg a los 104.4 Kg (244 a 1.245 N). ⁸⁰ En algunos individuos se han reportado valores mayores a los 367,7 Kg (4.399 N) Los hombres tienden a tener valores más altos que las mujeres.⁸⁰ La pérdida de uno o más dientes naturales reduce la presión de mordida en el lado parcialmente desdentado, la presión va disminuyendo con el tiempo. La sustitución del diente perdido con una prótesis fija reestablece gradualmente la presión normal en esa zona, más sin embargo la presión de mordida original no se recupera totalmente³⁶ En pacientes con dentaduras totales, las fuerzas de masticación son de cinco a seis veces menores que en pacientes con dentición natural ⁸⁰

La fuerza de mordida se calcula en 77 Kg como promedio,^{4,36} sin embargo este valor varía de forma notable entre un área de la boca y otra.^{4,80} Las máximas medidas se han reportado en los molares y las menores en los incisivos;⁸⁰ en la zona de los molares oscila entre 41 a 91 Kg; en la zona de los premolares va de 23 a 46 Kg; en caninos de 14 a 34 Kg y de 9 a 25 Kg en los incisivos⁴. Si una fuerza de 77 Kg actúa sobre la punta de una cúspide, con un área equivalente a 0,039 cm² la tensión de compresión será de 193 Mpa (28.000 psi). Si la superficie es menor, la tensión será proporcionalmente mayor. En oclusión las fuerzas que se generan están alrededor de los 700 N, que al concentrarse en superficies reducidas, generan elevadas tensiones⁴

Toda restauración fija afecta la oclusión.¹⁹ Toda restauración debe ser capaz de resistir las constantes fuerzas oclusales a que está sometida. Esto es de vital importancia en prótesis fija, en donde las fuerzas que normalmente absorbía el diente ausente, van a transmitirse a los dientes pilares a través del pónico, conectores y retenedores.

Los pilares están obligados a soportar las fuerzas normalmente dirigidas al diente ausente y además, las que se

dirigen a ellos mismos.²⁰ La resistencia mecánica del muñón artificial es un indicador crítico en el éxito de la restauración, debido a que se necesita de una alta resistencia para resistir las fuerzas masticatorias y parafuncionales

Uno de los objetivos de la odontología restauradora, además de restaurar morfología y función, es proteger al diente de daños posteriores. Por lo tanto es muy importante la comprensión de cómo las fuerzas oclusales pueden actuar sobre las restauraciones y cuando pueden llegar a causar daño (graf 14)¹⁹ Las fuerzas oclusales excesivas llegan a aflojar la prótesis a través de la flexión o inducen la fractura cuando hay un componente cerámico. Las fuerzas también pueden causar movilidad dentaria, particularmente si el soporte óseo está disminuido.⁽¹⁸⁾

Las metas para lograr una oclusión apropiada a la hora de restaurar con prótesis fijas deben ser:

- Contacto simultaneo equilibrado de todos los dientes en oclusión céntrica y con una dimensión vertical adecuada.
- Plano fisiológico de oclusión
- Guía anterior funcional

- Disposición cómoda y libre, de las cúspides, fosas, surcos y rebordes, que no restrinja los movimientos funcionales de la mandíbula.
- Carga axial en los dientes posteriores. ⁽¹⁹⁾

Las invasiones al plano oclusal, los contactos oclusales interceptivos gruesos (Graf. 14), la mala alineación dental, las relaciones mandibulares anormales, la atrición oclusal marcada, los hábitos parafuncionales y los síntomas de disfunción en la articulación temporomandibular podrían crear obstáculos para el logro de una oclusión con las características adecuadas.¹

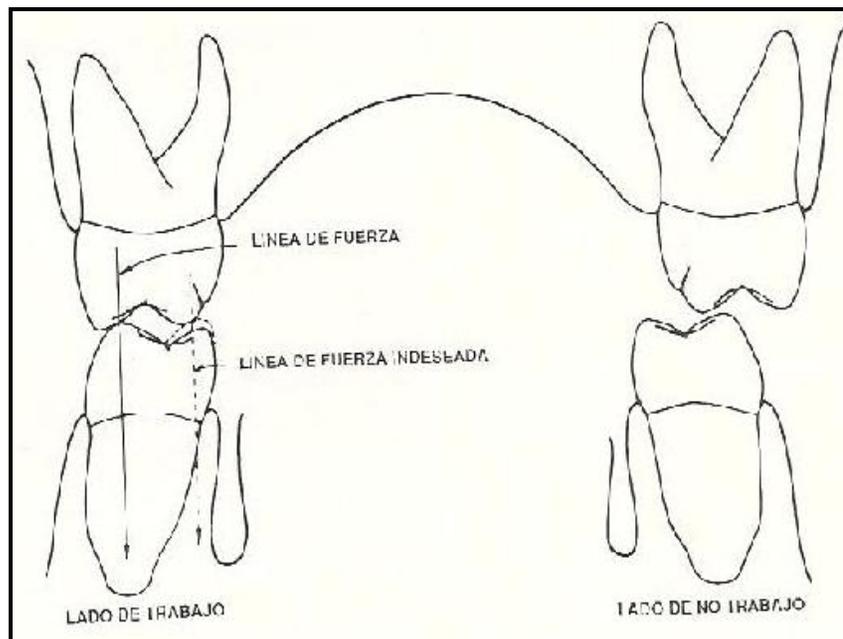


Gráfico 14. La oclusión no debe causar daño. Fuerzas oclusales excesivas en dientes con contactos prematuros que tienden a causar daño.
Tomado de Malone.1990

3.3 Evaluación del diseño de la prótesis

. Antes de poder determinar el diseño apropiado para una prótesis parcial fija es necesario la evaluación completa de ciertos factores: longitud de la corona clínica, forma de la corona, cantidad de tejido dentario presente, longitud y forma de la raíz, relación corona-raíz, salud periodontal, movilidad, longitud de la brecha, alineación axial, forma del arco, oclusión y salud pulpar.¹⁸ El número requerido de dientes pilares y el mejor tipo de anclaje se determinan sólo después de una minuciosa evaluación de los factores nombrados^{18,19,20}

El diseño de un puente fijo es un problema de ingeniería.³⁶ Aunque no se presta a tratamiento matemático, un buen diseño requiere del entendimiento de algunos principios fundamentales: La falla mecánica de un puente fijo es debido casi siempre a un mal diseño.³⁶

Los puentes se pueden clasificar en simples o complejos en función del número de dientes que los mismos reemplazarán y del lugar en la arcada en que se encuentren. Los principios que se aplican en el diseño de un puente fijo son los mismos que se aplican en el diseño de una viga fija apoyada en ambos extremos, o fija en un extremo y apoyada en el otro³⁶

Un puente simple clásico es el que sustituye a un único diente (Graf. 15).²⁰ Tramos más largos suelen exigir mayor habilidad por parte del operador. Las situaciones clínicas pueden variar ampliamente y se requerirán diseños menos conservadores cuando lo exijan la presencia de caries, descalcificaciones o características morfológicas (coronas cortas) ²⁰

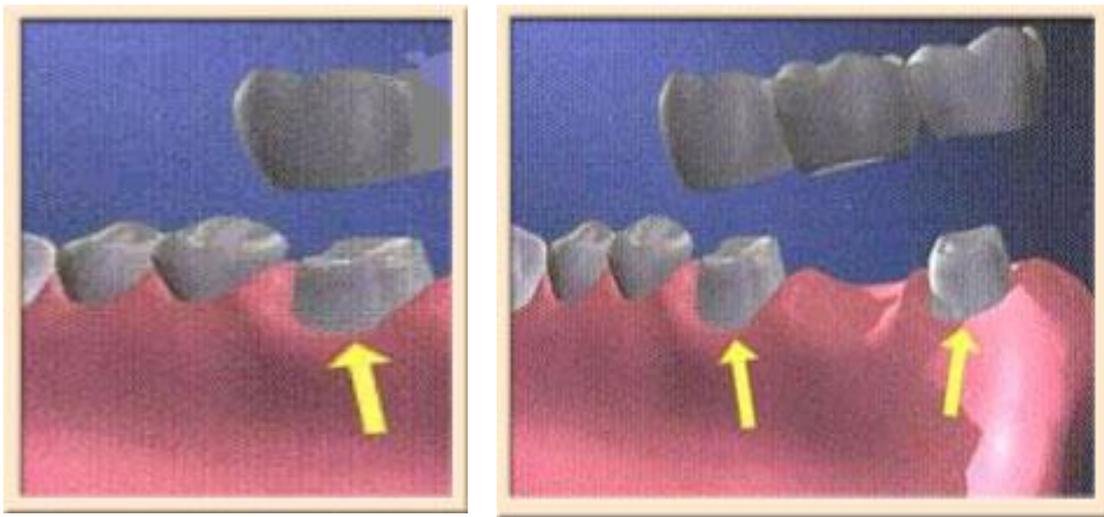


Gráfico 15. Corona individual y prótesis parcial fija simple. Tomado de www.cdoonline.com 2003

Los puentes largos sobrecargan los ligamentos periodontales, además tienen el inconveniente de ser menos rígidos que los cortos debido a la deflexión. ²⁰ La deflexión varía directamente con el cubo de la longitud e inversamente con el cubo del grosor ocluso gingival del pónico (Graf. 16). Sin cambiar ninguno de estos parámetros, un puente

con dos póntricos se flexiona ocho veces más que un puente de un solo póntrico. Por lo tanto, haciendo el póntrico más grueso éste se flexionaría menos.²⁰

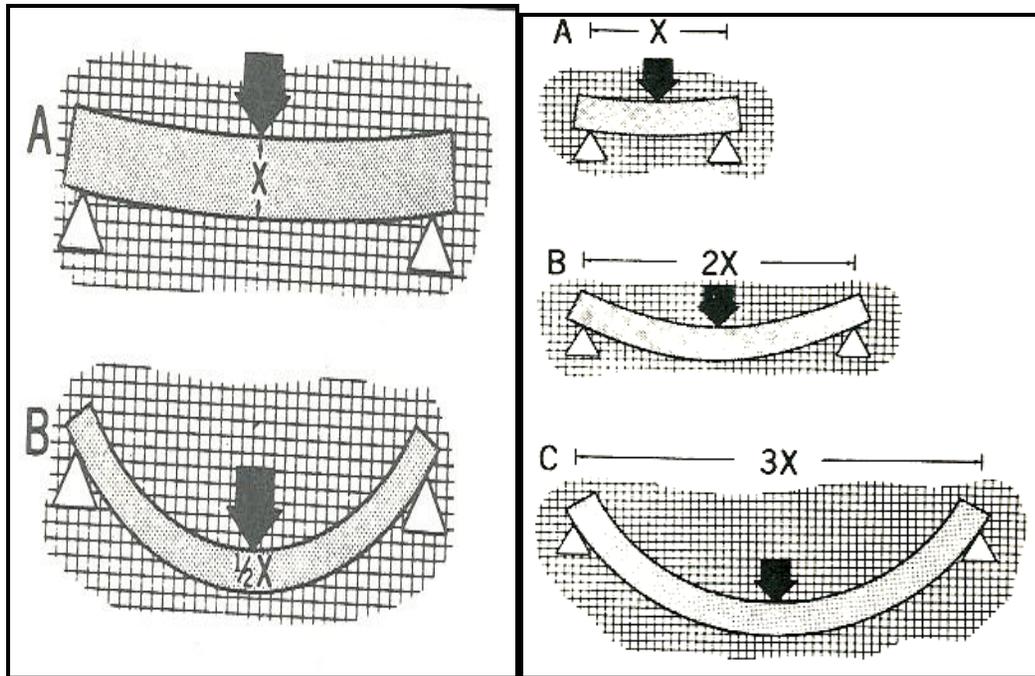


Gráfico 16 La deflexión depende de la longitud y grosor del tramo. Tomado de Shillingburg 1983

Debido a que las cargas se aplican a los pilares a través de los póntricos, los retenedores del puente la sufrirán en distinta dirección y magnitud que las que reciben las restauraciones unitarias. Las fuerzas de dislocación en un retenedor de puente fijo tienden a actuar en dirección mesio-distal, en cambio, en coronas completas individuales, en sentido buco-

lingual. Las preparaciones para dientes pilares deben adaptarse adecuadamente para conseguir una mayor resistencia y duración estructural. Esto es de importancia especial en el caso de muñones reconstruidos con resinas compuestas, donde es importante un correcto análisis de cómo las fuerzas, de acuerdo a la situación clínica, tienden a actuar sobre los muñones pilares y si éstos son capaces de aportar suficiente retención y resistencia para así garantizar el éxito de la restauración final.²⁰

Se puede plantear el tallado de rieleras y cajuelas para aumentar la retención. Algunas veces se deben utilizar pilares dobles para resolver los problemas que se presentan en los casos de proporción corona-raíz desfavorable y pónico largo. El pilar secundario debe tener como mínimo la misma superficie radicular del primario e igualmente la misma proporción corona-raíz y ser como mínimo igual de retentivo que el pilar primario, Cuando el puente flexiona, el pilar secundario es sometido a una fuerza de tracción que pone a prueba la capacidad retentiva del retenedor.²⁰

Las coronas de los dientes pilares deben estar lo suficientemente bien alineadas para que en ellas se puedan

hacer tallados que ofrezcan resistencia al desalojamiento del retenedor y garanticen la integridad del pilar reconstruido. En algunas situaciones se puede requerir movimientos ortodónticos para corregir tales fallas.¹⁸

Es común que se presenten situaciones en las que la curvatura del arco suele ubicar los pónicos hacia vestibular de una línea recta (línea de fulcro) ¹⁸ Si los pónicos se salen del eje que une a ambos pilares, actúan como brazo de palanca, produciendo torsión, originando sobreesfuerzos en los pilares.²⁰ Las fuerzas pueden exceder la capacidad de estos dientes para resistir la inclinación, según sea la longitud del brazo de palanca y la magnitud de las fuerzas aplicadas. ¹⁸ Lo mejor que se puede hacer para compensar esta situación es ganar retención, en la dirección opuesta al brazo de palanca, hasta una distancia del eje que une los dientes primarios equivalente a la longitud de dicho brazo de palanca.²⁰

En situaciones clínicas de puentes fijos con pilares intermedios pueden presentarse sobreesfuerzos debido a la gran longitud de los tramos; los movimientos, la magnitud y dirección se transmiten independientemente de la movilidad de los pilares; junto a la tendencia que tiene el diente intermedio

de actuar como fulcro (Graf. 17).²⁰

Las fuerzas transmitidas a los pilares terminales como resultado de la presencia de un pilar intermedio actuando como fulcro, puede causar fallo del pilar más débil. En este caso se plantea el uso de un conector no rígido, actuando como rompedor de fuerzas entre el pilar y el pónico.²⁰ De este modo un sistema más pasivo crea menos esfuerzo sobre el diente pilar reconstruido aumentando las probabilidades de éxito del tratamiento final

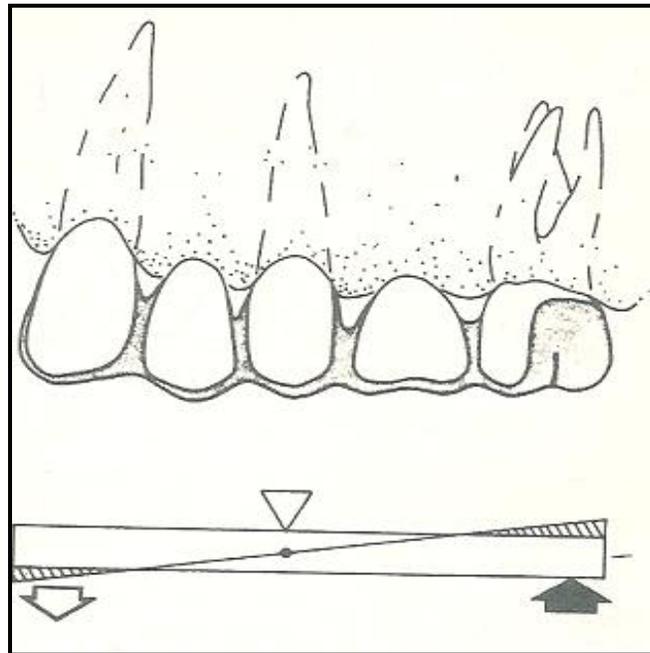


Gráfico 17. El pilar intermedio en un puente fijo rígido actúa como fulcro. Tomado de Shillingburg. 1983

3.4 Factores periodontales:

Antes de comenzar los procedimientos restauradores, la enfermedad gingival y periodontal deberán ser eliminadas debido a las siguientes razones:⁸¹

1.- La movilidad dental y el dolor interfieren en la masticación y función de los dientes restaurados.

2.- La inflamación del periodonto afecta la capacidad de los dientes de soporte para alcanzar las demandas funcionales sobre ellos.

3.- En la enfermedad periodontal la posición de los dientes suele estar alterada. La resolución de la inflamación y la regeneración de las fibras del ligamento periodontal, consecuencia del tratamiento, provocan que los dientes se muevan y con frecuencia regresan a su posición original.

4.- Para localizar correctamente el margen gingival de las restauraciones deberá establecerse la posición del diente sano antes de preparar el diente.⁸¹

Las restauraciones dentales y la salud periodontal están muy relacionadas. La inadecuada salud periodontal suele

generar pérdida ósea, que altera la capacidad de un diente de resistir una prótesis fija. La pérdida ósea extensa puede requerir la utilización de múltiples dientes pilares, prótesis removibles o incluso hasta la exodoncia del diente. Si existe enfermedad periodontal, habrá que eliminarla antes de comenzar el tratamiento restaurador definitivo y el paciente debe recibir la educación adecuada sobre las técnicas de higiene bucal y debe responder adecuadamente.¹

Las metas de la terapia periodontal para el paciente prostodóntico son: resolver la inflamación, eliminar los sacos periodontales, establecer arquitectura fisiológica gingival y proporcionar una adecuada zona de encía adherida.¹⁹

La valoración de la respuesta al tratamiento periodontal es parte importante del diagnóstico y debe concluir antes de ser iniciado el tratamiento restaurador. La selección de los anclajes y el tramo debe ser planificado de modo que promueva una higiene bucal eficaz y no constituya un inconveniente.¹⁸

Otro factor muy importante a considerar es la relación corona-raíz (comparación de la longitud del diente que queda fuera del hueso alveolar y la longitud que queda dentro). Cuanta

más alta es la relación, menor es la posibilidad del diente de soportar las fuerzas oclusales.¹⁹

Se deben tomar en cuenta otros factores, como el número de dientes a reemplazar, movilidad dentaria y salud periodontal general, antes de considerar que un diente tiene una relación entre corona y raíz adecuada.^{18,19,20}

En aquellas situaciones en las que se presenten dientes con coronas clínicas cortas y que se estimen inadecuadas para la retención de la restauración requerida, es necesario incrementar el tamaño de la corona clínica empleando los procedimientos quirúrgicos periodontales.⁷⁹ Los procedimientos de alargamiento de corona clínica facilitan al odontólogo la realización de una preparación adecuada a los requerimientos del retenedor para la corona, sin extender los márgenes de la misma hacia la profundidad de los tejidos periodontales.⁷⁹

Una vez resuelta y/o controlada la enfermedad periodontal, con una oclusión lo más estable posible y un correcto análisis protésico podemos garantizar el éxito de la reconstrucción final.^{18,19,2}

3.5 Factores endodónticos

El odontólogo se puede encontrar con dientes que poseen escasa estructura dentaria remanente; como resultado de la caries, tratamientos restauradores previos, lesiones traumáticas, atrición, abrasión, erosión, resorciones internas y externas que originan pérdida de tejido dentario y pueden favorecer la pérdida coronaria.²⁷

Después de realizar el tallado de la corona y la remoción de tejido dentario (si esta presente) es importante tomar en cuenta la capacidad de recuperación inherente a la dentina.¹⁹ La capacidad defensiva de la dentina se caracteriza por una calcificación esclerótica dentro de los túbulos y por formación de dentina reparadora por parte de las células pulpaes.^{19,76}

La pulpa irritada por estos estímulos externos puede reaccionar de manera positiva, formando dentina terciaria y/ó de manera negativa, mediante la oclusión de sus vasos sanguíneos por un mecanismo exagerado de autodefensa que la lleva, en última instancia, a la necrosis.⁷⁸ Los factores que condicionan la respuesta pulpar son: un diente joven, pequeño, con cámara pulpar amplia sin dentina terciaria, el estado de defensa del paciente, el tamaño del foramen apical (amplio o estrecho) y la existencia o no de traumas agregados al producido por

los procedimientos restauradores.

Otros factores que son inherentes al operador son: la aplicación de una técnica inadecuada por la utilización de una presión de corte excesiva, el uso de instrumental cortante amellado o desafilado, el corte muy rápido, continuo y sin intermitencias, sin refrigeración o con refrigeración deficiente.⁷⁸

Durante la ejecución de los procedimientos restauradores se pudiera producir una respuesta inflamatoria o una necrosis pulpar por la acción de los irritantes físicos, químicos y bacterianos del órgano dentino-pulpar.⁷⁷ De igual modo la irritación química que puedan causar estas sustancias y los materiales restauradores, es secundaria a la invasión bacteriana. La penetración bacteriana al órgano dentino-pulpar se produce por medio de la caries dental, la capa de desecho y la microfiltración marginal. La difusión de los productos bacterianos a la pulpa es la causa principal de respuestas inflamatorias pulpares.⁷⁷

Por lo tanto, es de suma importancia el correcto sellado de la restauración final, para evitar dicha microfiltración marginal

y de esta forma contribuir con que se produzca una reacción pulpar positiva.⁷⁷

Es muy importante un correcto análisis del tipo de lesión que presenta el diente y el motivo de la misma, pues además del grado de irritación pulpar, por motivo de la lesión, se agrega el que puede causarse durante el tallado dentario, por lo tanto, no se puede garantizar el éxito de la restauración final en un diente con una lesión cariosa profunda, pues no se sabe el tipo de reacción que va a tener la pulpa.⁷⁸

Durante la preparación de la restauración se produce un cierto grado de lesión odontoblástica. Los odontoblastos ubicados directamente bajo o cerca de la cavidad preparada disminuyen la síntesis de proteínas. Por lo tanto, conforme aumenta la profundidad de la preparación y mayor es la aproximación al núcleo odontoblástico, más grave es la lesión.⁷⁵ En este caso, la formación de dentina terciaria comienza a disminuir y la estructura se torna de forma irregular. Por lo tanto, después de la preparación de las cavidades, la velocidad con que se forma la dentina terciaria va a depender de la variación en la profundidad de las mismas.⁷⁵ Si estas células pulpares se cortan cerca del núcleo

odontoblástico, muchas degenerarán. Se va a producir, frecuentemente, un desplazamiento de los odontoblastos dentro de los túbulos dentinarios, las cuales degeneraran, descargan sus productos e inician la respuesta inflamatoria en la pulpa dental.⁷⁴ El aumento de la reacción inflamatoria pulpar es directamente proporcional a la profundidad de la cavidad preparada.

Cuando el espesor de la dentina remanente entre el piso de la preparación y el techo de la cámara pulpar es de 2 mm o más, no es frecuente que el calor provocado por el tallado, la aplicación de sustancias químicas, el secado o la colocación de cualquier material restaurador produzca daño.⁷⁸

Con 1,5 mm de dentina remanente aparecen modificaciones en la capa odontoblástica. A medida que disminuye el espesor de la dentina, aumenta la intensidad de las respuestas pulpares. La profundidad excesiva también produce el debilitamiento del piso pulpar y su flexión ante las cargas oclusales provoca dolor.^{76,77}

Por lo tanto, se puede afirmar que cuanto más profunda sea la preparación, mayor será la inflamación pulpar y mayor

deben ser los cuidados para la reconstrucción y delimitación, frontera, de la prótesis. ^{77,78}

Hebling et al.⁷⁹ evaluaron la respuesta del órgano dentino-pulpar al aplicar un sistema adhesivo en una preparación cavitaria profunda. Ellos concluyeron que la aplicación de un sistema adhesivo sobre la dentina de una cavidad profunda ofrecía una biocompatibilidad aceptable, pero la intensidad de la respuesta del complejo dentino-pulpar dependerá del espesor de dentina remanente.

Durante el tallado de paredes lo más paralelas posibles, para una reconstrucción con corona completa, se puede correr el riesgo, ocasionalmente, de producir en la dentina una transparencia pulpar, que se manifiesta como un cambio de color, rosado o pardo, en la dentina, se produce entonces una hemorragia pulpar e inflamación.⁷⁵ Los dientes en los que ha sido preciso hacer un recubrimiento pulpar directo, después de realizada la preparación, no deben utilizarse como pilares sin que previo a ello se les realice el tratamiento endodóntico, ya que hay demasiado riesgo de que a la larga requieran dicho tratamiento, con la consecuente pérdida de la restauración. Esta es una situación que es preferible prevenir antes de la construcción de la prótesis parcial fija. ²⁰

En conclusión, la actividad funcional del tejido dentinario consiste en actuar como soporte mecánico en la actividad masticatoria normal de las estructuras dentarias y en participar también, por sus caracteres estructurales y biológicos, en la defensa y en la sensibilidad del complejo dentino-pulpar. Por lo tanto, la dentina posee una función mecánica, defensiva y sensorial.⁷⁶ El órgano dentino-pulpar tiene cierta capacidad de recuperación, pero se desconoce el grado de la misma, la respuesta pulpar es variable y depende de muchos factores que determinarán la reacción ante estos irritantes.

Siempre que la pulpa es sometida a injurias, el sistema inmunológico desatará una respuesta inflamatoria que limitará el daño de los tejidos por medio de la eliminación de los organismos que han invadido y de restos celulares. Paradójicamente, esta respuesta inflamatoria que se produce puede causar más injurias a la pulpa en algunos casos y permitir su necrosis.^{75,77,78} La preservación de un buen espesor de dentina en el piso de la preparación o al realizar una preparación para corona completa es de gran importancia para mantener la salud pulpar, así como un correcto sellado de la reconstrucción final y un cuidadoso manejo durante todo el tratamiento.^{75,77}

3.6 Factores ortodónticos

Realizar restauraciones de dientes ausentes se hace muy difícil cuando se presentan situaciones en la que los pilares que deben ser restaurados, a través de prótesis parcial fija, se encuentran inclinados; además de las dificultades del procedimiento en sí, se deben considerar la salud y el pronóstico a largo plazo. Es por eso que se hace necesario la integración con Ortodoncia.²⁰

Suelen presentarse con frecuencia situaciones en donde uno de los pilares del puente fijo se encuentra bastante inclinado hacia mesial (Graf. 18), o puede encontrarse fuera de la alineación del puente fijo; es muy difícil, por no decir imposible, en estos casos preparar los pilares siguiendo un eje de inserción paralelo al eje longitudinal de los dientes.²⁰ Si la inclinación es pequeña, el problema se puede solventar tallando la cara mesial del diente inclinado y colocando una restauración con resina compuesta en el lado no tallado. Si la inclinación es muy grande (Graf. 18) se deberá recurrir a medidas correctivas ortodónticas para así lograr un mejor eje de inserción y remoción.²⁰

En situaciones en las que se presenten dientes con coronas

clínicas cortas y que se estimen inadecuadas para la retención de la restauración requerida, se puede hacer uso de la ortodoncia para mejorar la proporción corona raíz, realizando una extrusión forzada del diente en cuestión. También en situaciones en las que el paciente presente una alineación poco favorable se puede, a través de la ortodoncia, lograr la reposición de los dientes en el arco de modo mas favorable para la distribución de las fuerzas oclusales.²⁰

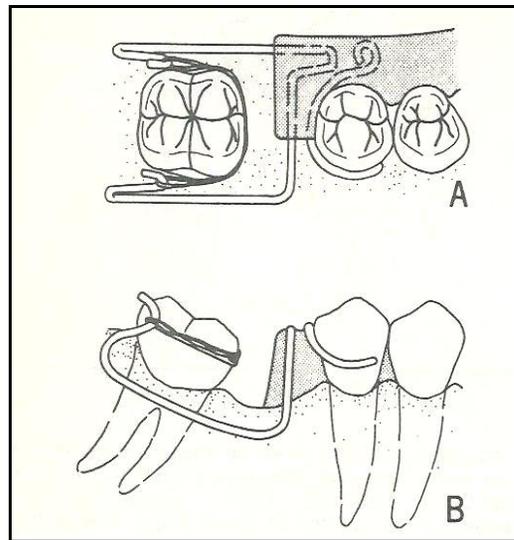


Gráfico 18. Aparato ortodóntico para corregir inclinación de molar pilar de prótesis parcial fija. Tomado de Shillimburg. 1983

En conclusión, a través de la ortodoncia se puede obtener un diseño protético más favorable, con una distribución adecuada de las fuerzas oclusales, logrando un sistema más pasivo que nos ayuda a aumentar el éxito de la restauración final.

4.- RESINAS COMPUESTAS Y SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS EN LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA.

La reconstrucción de muñones para prótesis parcial fija se ha convertido en una práctica rutinaria dentro de la odontología restauradora para obtener una estructura que ayude a soportar y retener a las prótesis parciales fijas y coronas completas.¹⁰ Por lo tanto, los dientes reconstruidos con muñones artificiales tienen que ser lo suficientemente resistentes para soportar las fuerzas que tienden a producir su fractura.²³

Debido a que los muñones reconstruidos suelen reemplazar gran parte de la estructura dental pérdida y deben resistir las diferentes fuerzas masticatorias a las que van a estar sometidos por muchos años, es de suma importancia la resistencia a la compresión y la resistencia a la tensión de estos muñones.^{13, 16,52,53}

La resistencia a la compresión es un indicador crítico debido a que se necesita de una alta resistencia para resistir las fuerzas masticatorias y parafuncionales. La resistencia a la tracción es importante porque las restauraciones dentales están expuestas a este tipo de fuerzas por las cargas

oblicuas o transversales que reciben los dientes de acuerdo a su forma geométrica.¹³

Debido a las diversas alternativas existentes de tratamiento suele existir confusión o dudas por parte del operador a la hora de elegir la técnica y el material más adecuado para realizar este tratamiento.¹⁰

Las resinas compuestas han encontrado su uso como material para la reconstrucción de muñones, aunque la mayoría de ellas no fueron diseñadas con ese propósito, las mejoras en sus propiedades mecánicas y físicas y el desarrollo de nuevos sistemas adhesivos, tanto al esmalte como a la dentina, han incentivado su utilización.^{16,13,17}

La aceptabilidad clínica de las resinas compuestas para reconstrucción de muñones es amplia y se tiene como base valores altos de resistencia a la fractura del material.²² Las propiedades mecánicas son solo un criterio para la selección del material restaurador. Los materiales más fuertes resisten mejor la deformación y la fractura, distribuyen mejor las fuerzas, reducen la posibilidad de fallas compresivas y proveen mayor estabilidad y por ende proporcionan una mayor

probabilidad de éxito clínico.²¹

Existen resinas fabricadas especialmente para la reconstrucción de muñones, FluoroCore, de la casa Denstply Caulk (Graf. 19), es una de éstas resinas diseñadas especialmente para la reconstrucción de muñones; es de curado dual (activación química y por luz), es de fácil manipulación, libera flúor, viene con su propio sistema adhesivo, lo que según el fabricante, reduce la microfiltración marginal y la necesidad del uso de pines para aumentar la retención de la restauración.¹⁴

Ti-core (Essencial Dental System) es otra de las resinas compuestas diseñadas específicamente para la reconstrucción de muñones; esta reforzada con titanio, es de autocurado y posee propiedades mecánicas similares a la dentina; según el fabricante. ¹⁴

Otras resinas diseñadas especialmente para la reconstrucción de muñones son: Corerestore Kerr), Core Build-up (Zenith), DMG Luxacore Dual (Zenith) y Fuji II LC Core (Fuji), ClearfilCore (Kuraray), Clearfil Photo Core (Kuraray), Coremax II (DentSply), Bluecore (Waterpick Technologies) .

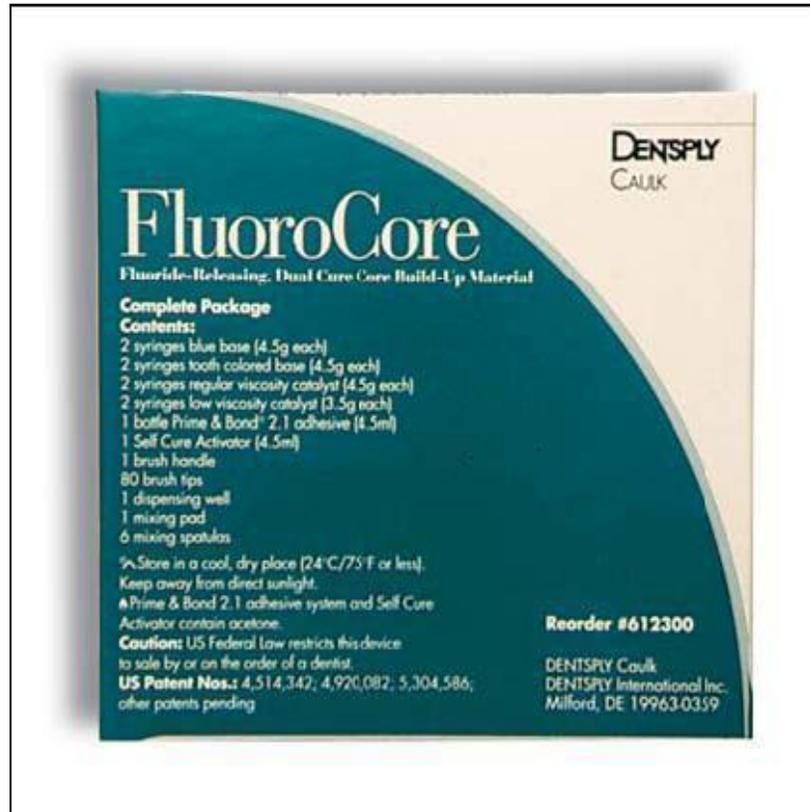


Gráfico 19 Resina Fluorocore. Diseñada especialmente para la reconstrucción de muñones. Tomado de Dentsply Caulk. 2003

Múltiples estudios ^{13,14,16,21,22,25,46,47,53,54,94} tratan de comparar y determinar las propiedades mecánicas de las diferentes resinas disponibles utilizadas en la reconstrucción de muñones.

Burke *et al.* ⁵⁴ examinaron la resistencia a la fractura en dientes reconstruidos con diversos tipos de resinas compuestas, en el estudio realizan una comparación entre dientes restaurados únicamente con resinas (grupo I) y muñones artificiales recubiertos con coronas metálicas completas

(grupo II). También mantienen un grupo control de dientes sanos. Las resinas utilizadas fueron una resina híbrida (Prisma APH) y dos resinas diseñadas para reconstrucción de muñones (Ti-core y Coradent) Todos los dientes elegidos fueron molares. Según los resultados obtenidos (Tabla IV) los dientes reconstruidos con resinas son capaces de resistir las fuerzas oclusales de forma eficiente.

	Grupo Control Resistencia a la Fractura (kN)	Grupo I Resistencia a la fractura (kN)	Grupo II Resistencia a la fractura (kN)
Dientes sanos	3 ,96		
Material			
Prisma APH		2,08	1,70
Ti-Core		1,56	1,37
Coradent		1,39	1,13

Tabla IV Estudio de Burke et al. ²³ Resultados de la resistencia a la fractura (kN) de dientes restaurados con resinas compuestas (grupo I) y muñones artificiales preparados para recibir coronas completas (grupo II).

Loyd et al. ²⁴ estudiaron la resistencia a la flexión de varias resinas usadas en la reconstrucción de muñones, obteniendo valores $1,38 \text{ MN}\cdot\text{n}^{-15}$ para Clearlif y $1,09 \text{ MN}\cdot\text{n}^{-15}$ para Coreform. Igualmente Ziebert et al ¹⁴ obtuvieron una resistencia flexural de $1,54 \text{ MN}\cdot\text{m}^{-15}$ para Fluorocore y $1,34 \text{ MN}\cdot\text{m}^{-15}$ para Ti-core .

En otro estudio ²² donde utilizan 8 tipos diferentes de resinas compuestas (tabla VI) obtienen resultados máximos de $2.0 \text{ MN.m}^{-3/2}$ y resultados mínimos de $1,2 \text{ MN.m}^{-3/2}$ para la resistencia a la flexión. La resistencia a la flexión o módulo de rotura obtenido por estas resinas compuestas se encuentra entre los valores de la dentina ($3.0 \text{ MN.m}^{-2/3}$) y del esmalte ($1.0 \text{ MN.m}^{-2/3}$) ²². Esto es importante para reducir el riesgo a la fractura seleccionando las resinas con los valores más cercanos al diente para que de este modo se comporten lo más parecido a él.¹⁴

Nombre comercial	Tipo de curado	Valor $\text{MN.m}^{-3/2}$
MicrorestCore (MC)	Químico	1,2
Corelite (CL)	Químico	1,6
Clearfilcore (CC)	Químico	1,6
CoreMax II (CM)	Químico	2.0
BelfeelCore (BC)	Químico	2.0
Belfeel CoreHD (HD)	Químico	2.0
ClearfilPhoto Core (PC)	Fotocurado	1,8
BlueCore (BL)	Fotocurado	1,2

Tabla V Valores de resistencia a la flexión obtenidos en 8 tipos de resinas compuestas en estudio realizado por Miyawaki *et al*

En el estudio realizado por Levatrosky *et al* ⁴⁵ en donde compara la fuerza adhesiva de tres materiales utilizados en la reconstrucción de muñones, entre ellos Fluorocore, la falla

encontrada fue de tipo adhesiva y no cohesiva. Fluorocore® presentó una fuerza de adhesión a los 15 minutos de reconstruido el muñón de 7,66 Mpa, a los 30 min. de 10,43 Mpa y de 10,58 Mpa a las 24 horas induciendo cambios termocíclicos en los muñones. La conclusión a la que se puede llegar con respecto a éste estudio es que la falla es del sistema adhesivo utilizado y no de la resina compuesta, por lo que se pudiera plantear la posibilidad de combinar la resina compuesta con un sistema adhesivo que presente una mayor resistencia adhesiva.

Adicionalmente encontraron que el coeficiente de expansión dimensional térmica de Fluorocore® (30 a 49 cm/cm Cx10^{-6}) es mayor en comparación con el de la dentina (11 cm/cm Cx10^{-6}) lo cual es especialmente importante para evitar micro-fracturas y la filtración, especialmente en la etapa de provisionales.⁴⁵ Se recomienda que una vez realizada la reconstrucción del muñón, no pase más de un mes sin la restauración final, para evitar que la absorción de agua pueda comprometer el resultado final.²⁸

Sen D. et al⁹⁴ compararon la fuerza de adhesión de dos resinas compuestas diferentes diseñadas especialmente para

la reconstrucción de muñones con dos sistemas adhesivos diferentes: los adhesivos de quinta generación y los adhesivos de sexta generación (ácido, imprimador y adhesivo en una sola botella) Los adhesivos de sexta generación usados fueron AQ Bond ®, One-Up Bond ®, Xeno-CF Bond ® y los de quinta generación (Single Bond ®, One-Step Plus ®). Las resinas utilizadas fueron Ti-Core ® y Built-it ®. En este estudio se llega a la conclusión de que la adhesión de las resinas lograda con los sistemas de quinta generación producen una resistencia de unión adhesiva superiores a los obtenidos con los de sexta generación

La mayoría de los estudios realizados para determinar las propiedades de las resinas compuestas como materiales de reconstrucción de muñones, incluyen también a las resinas compuestas convencionales utilizadas en las restauraciones en dientes posteriores ¹⁵, alcanzado estas resinas valores de $1,84\text{MN}\cdot\text{m}^{-1}$

Cho et al. ¹³ realizaron un estudio cuyo propósito fue el de comparar la resistencia a la compresión y la resistencia a la tensión diametral de diferentes materiales utilizados para la reconstrucción de dientes pilares de prótesis fija. El resultado

de este estudio demostró que las resinas compuestas pueden ser utilizadas como una alternativa válida para la reconstrucción de muñones.

Dentro de los resultados obtenidos la resistencia a la compresión de las resinas fotocuradas (Herculite ® y Prodigy ®) estuvo entre los 225 y 250 Mpa y la resistencia a la tracción diametral entre los 51 y 55 Mpa. También utilizaron resinas autocuradas reforzadas con titanio (Ti-Core ® y Core Paste ®) obteniendo valores de resistencia a la compresión entre 147 y 205 Mpa y de resistencia a la tracción entre 36 y 43 Mpa respectivamente.¹³ A pesar que las resinas convencionales resultaron ligeramente más resistentes que las reforzadas con titanio, estos autores¹³ afirman como más convenientes de utilizar a las últimas, específicamente CorePaste®, pues por ser una resina autopolimerizable, tiene la garantía una polimerización más profunda y completa.¹³

Aunque esto no es necesariamente cierto, pues las resinas fotopolimerizables también logran una polimerización profunda y completa, además de presentar la gran ventaja de poder trabajarlas inmediatamente pues su curado es más rápido.¹³

Otro estudio ²¹ obtiene como resultado con respecto a la resistencia a la compresión en: Coradent ® entre 180 Mpa a la hora de fotocurado, y 160Mpa a los tres meses, Ti-core ® 201 Mpa a la hora y 233 Mpa a los tres meses, Prisma APH ® (resina híbrida) 289 Mpa y 304 Mpa.

Saygili *et al* ¹⁶ sometieron diferentes materiales , entre ellos TPH Spectrum® (resina compuesta híbrida) y Ti-Core®, a diferentes condiciones ambientales y diferentes tiempos (1 hora, 24horas y 3 meses), con el propósito de comparar sus propiedades mecánicas. La resistencia mecánica en todas las pruebas fue mayor para la resina híbrida TPH Spectrum ® logrando valores que van desde 246,5 Mpa a 330 Mpa en diferentes condiciones. Ti-Core ® logro valores desde 173 a 216 Mpa. ⁵⁶ Nuevamente las resinas convencionales aportan valores apropiados para ser utilizados en la reconstrucción de muñones.

Con el uso de las resinas diseñadas especialmente para la reconstrucción de muñones, como Ti-Core ® y Coradent ® (Graf. 20), se deberían esperar resultados superiores a los obtenidos con las resinas híbridas. Sin embargo los resultados obtenidos demuestran lo contrario, lo que parece no presentar ninguna ventaja el uso de estos materiales ^{13,15,18,21}



Gráfico 20 Resina diseñada especialmente para la reconstrucción de muñones
Tomado de Gilberto Henostroza. 2003

Los valores más altos obtenidos, con respecto a las propiedades mecánica, en las resinas compuestas para uso en el sector posterior al compararlas con las resinas diseñadas para la reconstrucción de muñones pueden ser producto de la diferencia en el volumen y tamaño de las partículas de relleno.¹⁵

Los muñones vitales reconstruidos deberán tener un modulo elástico lo más parecido posible al de la dentina (tabla VI) para que se comporte lo más cercano posible a la misma y sean capaces de resistir las fuerzas de la masticación y de disipar las tensiones que se suceden durante la contracción de polimerización. El módulo de elasticidad promedio de las resinas utilizadas para la reconstrucción de muñones va desde los 3 a los 7 Gpa.²¹ Por lo tanto, una

recomendación importante para el operador es que conozca el material que esta manejando.

Diente	Estructura	Módulo de Elasticidad Mpa X 10 ⁴	Límite Proporcional Mpa	Módulo de Resiliencia Joules/m ³ X10 ⁵	Resistencia Mpa
Molar	Dentina	1,2	148	9,4	305
	Esmalte(cúspid	4,6	224	5,5	261
Premolar	Dentina	1,4	146	7,7	248
	Esmalte	---	---	---	---
Canino	Esmalte	1,4	140	7,1	276
	Dentina	4,8	194	4,1	288
Incisivo	Dentina	1,3	125	6,0	232

Tabla VI Propiedades de compresión de la estructura dentaria Philips. Materiales de odontología restauradora.
Módulo de elasticidad del esmalte cerca de los 90000 Mpa,
Dentina cerca de 15000 mpa

También es muy importante el conocimiento apropiado del tipo de material con que se esta trabajando ,a la hora de combinar agentes adhesivos y resinas. A pesar de que la mayoría de los sistemas tienen en común el uso del BIS-GMA como componente químico, algunos materiales tienen un comportamiento químico diferente, especialmente las resinas diseñadas especialmente para la reconstrucción de muñones, lo que hace que sea inapropiado la combinación de materiales de diferentes fabricantes ⁵⁶.

5. RECOMENDACIONES Y LIMITACIONES PARA EL USO DE RESINAS COMPUESTAS EN LA RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES VITALES MUY DESTRUIDOS.

Las fuerza masticatoria o de oclusión, es una fuerza continua y progresiva, que actúa con todo su poder sobre una restauración, cuando entre ésta y el diente antagonista se interpone un cuerpo duro.⁹⁵ Por lo tanto, las restauraciones dentales se encuentran sometidas a una serie de tensiones, compresivas, traccionales y tangenciales, que se inducen sobre ellas como consecuencia del hábitat dinámico natural donde desempeñan su función.⁸⁷

Resulta de interés saber que la flexión que se produce en los dientes requiere del conocimiento de dónde se pueden inducir dichas fuerzas y, paralelamente, poder inferir cuáles son los materiales más adecuados para poder acompañar dichas tensiones, de modo de poder así conseguir una restauración que satisfaga los requerimientos mecánicos ⁸⁷

Como ya se mencionó, el éxito de mantener la restauración en su sitio depende de varios factores, entre otros los inherentes al material restaurador y los inherentes a la cantidad de tejido dentario remanente. Hay que recordar que las

situaciones clínicas pueden variar ampliamente. Pueden ir desde una reconstrucción pequeña del muñón, hasta una reconstrucción completa. Desde el diseño de una corona unitaria a puentes simples ó puentes fijos más largos.²⁰ Se debe buscar un equilibrio entre las fuerzas oclusales y las fuerzas de resistencia, lo que equivale a decir entre el brazo de palanca y el brazo de esfuerzo, para lograr un equilibrio de fuerzas⁹⁵

La forma de anclaje es muy importante. El anclaje son los distintos medios con los que se cuenta para poder mantener un bloque restaurador en su sitio firmemente, sin ser desplazados por las fuerzas de oclusión.⁹⁵ Cuando exista duda sobre la capacidad adhesiva que puede tener el material restaurador para resistir ó no las fuerzas que tienden a desalojarlo, es conveniente la utilización adicional de uno o varios pernos peripulpaes que coayuden con la retención.²⁰

La efectividad de la retención de estos pernos peripulpaes va a depender tanto de las propiedades mecánicas del material como de la configuración geométrica del perno.²⁴ Existen tres formas en que un material retenido por un perno falle: el desalojo del perno, la fractura del material de restauración y/o la fractura del perno. Para evitar lo primero se recomienda que

exista suficiente material de restauración alrededor del perno. Para que se fracture el perno la fuerza debe ser mayor a la resistencia del mismo, por lo tanto y como consecuencia la mayoría de las fallas ocurren por fractura del material de restauración.²⁴

Se recomienda el uso de más de un perno para disminuir el riesgo de falla por desalojo de los mismos de la dentina, aumentando la retención, junto con el uso de materiales que tengan propiedades mecánicas suficientes para resistir las fuerzas masticatorias. El uso de más de un perno es recomendable en reconstrucciones muy grandes (siempre que la configuración del diente lo amerite), más la presencia de los pernos peripulpaes no refuerzan al material restaurador.²⁴

Loyd et al²⁴ estudiaron la conveniencia del uso de pernos como coadyudantes en la retención de materiales para la reconstrucción de muñones. La resistencia a la tensión fue evaluada para estudiar su capacidad retentiva. Los pernos fueron colocados a una profundidad constante de 2,2mm y presentaban un diámetro de 5mm. El uso de varios pernos previene la falla por desalojo de los mismos de la dentina, pero incrementan la posibilidad de que la falla ocurra por fractura

del material.

La principal desventaja con el uso de los pernos peripulpaes, especialmente los autorroscantes, es que éstos pueden generar tensiones sobre la estructura dental y a menudo pueden causar grietas que se extienden a través de la dentina hasta la pulpa., en especial con un tamaño de perno mayor de 0.031 pulgadas.²⁴

La recomendación por lo tanto es usar la menor cantidad de pernos o pines posibles, pues a mayor cantidad de pernos menor la resistencia del material restaurador y la resistencia de la dentina y mayor la posibilidad de fractura de la reconstrucción.²⁴ La selección de un material con alta resistencia a la fractura puede disminuir la posibilidad de que esta falla ocurra. La adhesión del material a los pines no afecta el comportamiento mecánico del mismo.²⁴

Otro medio auxiliar de retención es mediante el tallado de rieleras y cajuelas en la estructura dental.^{11, 12} Por lo general el tallado de un surco, una caja o un pozo para pin aumentan de manera efectiva la retención del material restaurador.¹² El

tallado de surcos en las paredes axiales del diente reducen la posibilidad de rotación y desplazamiento del material restaurador.²⁰ De esta manera se aumenta la posibilidad de mantener a la restauración en su sitio gracias a la traba mecánica ofrecida por la estructura dental.

Dentro de las recomendaciones inherentes al material de restauración un aspecto básico y sumamente importante que ya se mencionó y no se debe olvidar es de la compatibilidad entre la resina con la que se vaya a reconstruir el muñón y el diente a restaurar. Las propiedades físicas, tanto del diente a reconstruir como del material restaurador, deben ser las más parecidas posible (tabla VI y VII), para que se comporten lo más cercano posible y sean capaz de resistir juntas las fuerzas a las que estarán sometidas²¹

Propiedades Mecánicas	Esmalte	Dentina
Módulo elástico (Gpa)	84,1	18,3
Resistencia a la compresión (Mpa)	384	297
Resistencia a la tracción (Mpa)	10,3	51,5
Resistencia al Cizallamiento (Mpa)	90	138

Tabla VII Propiedades mecánicas del esmalte y la dentina

Entre las recomendaciones inherentes al tejido dentario recordar la importancia del conocimiento del tipo de sustrato al que se pretende realizar la adhesión, pues los cambios que se producen en la estructura de la dentina pueden producir fallas durante el grabado ácido y la penetración del imprimador.^{60,64} Se recomienda un análisis cuidadoso con respecto a la capacidad de recuperación inherente al conjunto dentino-pulpar, especialmente en aquellos casos de dientes con lesiones profundas y de larga data, sean cariosas o no, con la finalidad de valorar la necesidad real de desvitalización¹⁹

La profundidad del piso pulpar remanente es vital desde el punto de vista mecánico.⁷⁸ Lo recomendable es restaurar muñones con un espesor remanente de dentina de 2mm o más. Una profundización excesiva produce el debilitamiento del piso pulpar y su flexión ante las cargas oclusales^{76,77}

El empleo incorrecto de los sistemas adhesivos resinosos trae como resultado una adhesión deficiente. Si la secuencia de pasos al colocar el sistema adhesivo no se realiza en la forma adecuada y siguiendo atentamente las instrucciones del fabricante, se obtendrán valores bajos de adhesión⁸⁶

Es muy importante el aislamiento absoluto del campo operatorio, para evitar la contaminación con la saliva, el fluido gingival o la sangre. Cualquier contaminación de los sustratos y del material restaurador se va a ver traducida como una disminución en los valores de adhesión y propiedades mecánicas finales del material restaurador.⁸⁶ El aislamiento con dique de goma es el mejor de aislamiento.

Si el sistema adhesivo no consigue una infiltración y sellado completo, el paciente sufrirá inmediatamente de sensibilidad postoperatoria y, a la larga, se producirá el fracaso de la unión.⁸⁶

La mayoría de los estudios^{13,14,16,21,22,25,46,47,53,54,94} hacen análisis de las propiedades físicas de los materiales por separado pero pocos estudian el sistema diente-restauración.

Por lo tanto a la hora de la confección de un muñón con resinas compuestas y sistemas adhesivos resinosos, es importante el análisis por parte del operador, dependiendo de la situación clínica y con un profundo conocimiento de las características de los materiales disponibles.

6. VENTAJAS Y DESVENTAJAS EN EL USO DE RESINAS COMPUESTAS EN LA RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES VITALES MUY DESTRUIDOS.

Entre los materiales dentales disponibles para la reconstrucción de muñones, el uso de resinas compuestas presenta la gran ventaja de que se puede lograr adhesión a la estructura dental y con la adhesión se logra un mecanismo adicional de retención sin necesidad de preparaciones mecánicas (Graf. 21).^{2,5,13}

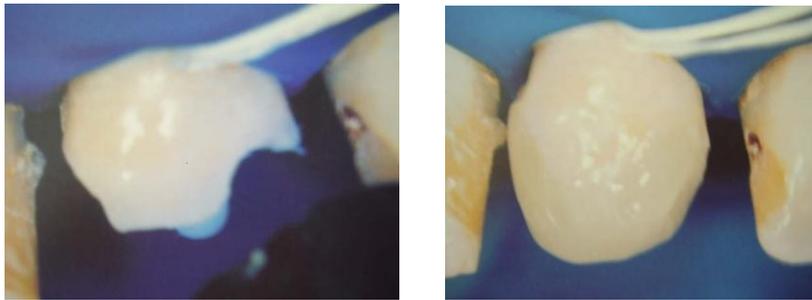


Gráfico 21 Reconstrucción de muñón a través de una resina compuestas *Tomado de Hinostroza. 2005*

El logro de adhesión no solo aumenta la retención del bloque restaurador, sino que la unión estructural del material al diente permite alcanzar un buen sellado disminuyendo la posibilidad de microfiltraciones y además desde el punto de vista biomecánico protege al remanente dentario al funcionar el conjunto como una unidad, donde las fuerzas se distribuyen entre el material restaurador y el diente actuando lo más parecido a un diente sano y reduciendo la posibilidad de fractura.²

Las resinas compuestas presentan otras ventajas, entre ellas la elección del color: pueden ser traslucidas y/o del color del diente, lo que no oscurece la restauración, en el caso de coronas completamente cerámicas. También puede elegirse un color que haga contraste con el diente, para lograr distinguir entre ambos materiales durante la preparación dentaria ¹³

Otra ventaja de las resinas compuestas es que son de curado rápido, en pocos minutos logramos una restauración que podemos empezar a trabajar, ahorrando tiempo al operador y paciente.^{13,45} Pueden conseguirse resinas autocuradas y fotocuradas, a conveniencia del operador.¹³

Todas éstas ventajas que presentan las resinas compuestas permiten el uso de técnicas más conservadoras, lo que a su vez aumenta la oportunidad de preservar la vitalidad de aquellos dientes extensamente destruidos ²¹

Una de las grandes desventajas en el uso de las resinas compuestas y los sistemas adhesivos resinosos está relacionada con su manipulación. Son muy sensibles a la técnica y esta es muy laboriosa. Son materiales técnico-sensibles, en donde es muy importante no obviar ningún paso

así como un buen control del campo operatorio.⁸⁶

La falla puede ocurrir por algunas de las siguientes razones:

- Colapso de las fibras colágenas por desecamiento de la dentina, al momento de secar para eliminar el exceso del agua.

- Desnaturalización de las fibras colágenas y desmineralización excesiva de la dentina, por aumento de tiempo de aplicación del ácido.

- Falla en la formación de la capa híbrida, por no respetar los pasos en la aplicación del sistema o por poca o mala infiltración del adhesivo con el sustrato.

- Si no se realiza un buen control del campo operatorio se pueden producir fallas por contaminación del material restaurador con humedad

- Polimerización incompleta del adhesivo, por el empleo de una lámpara sin la potencia adecuada o por disminuir excesivamente la capa de adhesivo al eliminar el solvente, por lo que el pequeño espesor remante no polimeriza por inhibición de su superficie por el oxígeno presente.⁸⁶

V.- DISCUSIÓN

El uso de resinas compuestas y sistemas adhesivos dentinarios en la reconstrucción de muñones para prótesis parcial fija, se ha limitado a través de los años a dientes con poca pérdida de estructura dentaria.

En aquellas situaciones clínicas donde se ha perdido más de la mitad de la estructura dentaria, empiezan las dudas acerca de la conveniencia o no de reconstruir con un material restaurador directo por el temor de no poder obtener las características de retención y resistencia adecuadas, recurriendo a la realización de un poste en el conducto radicular, lo que trae como consecuencia inevitable la pérdida de vitalidad.

Se podría decir que ésta es una práctica aprendida a través de los años y que este temor a la hora de reconstruir dientes con gran pérdida de estructura dentaria se originó por la falta de materiales que garantizaran el logro de los objetivos de retención y resistencia, más sin embargo, el progresivo y continuo avance que se ha obtenido con respecto a las propiedades de las resinas compuestas y de los sistemas adhesivos resinosos, crea duda acerca de su conveniencia o no

a la hora de la reconstrucción de muñones con gran pérdida de estructura dentaria.

La principal ventaja que presentan el uso de resinas compuestas y sistemas adhesivo resinosos, en la reconstrucción de muñones, es el logro de adhesión a la estructura dental, esta adhesión se logra a través de mecanismos micromecánicos

Con los sistemas adhesivos actuales se han logrado obtener valores de adhesión que llegan a los 30 Mpa, suficiente para soportar las tensiones que se producen por la contracción de polimerización de las resinas. Ahora, si éste valor es suficiente ó no para soportar las fuerzas masticatorias que tienden a volcar a la prótesis de su sitio es algo muy difícil de determinar, sin embargo, esto no debería limitar su uso, al contrario, se debería aprovechar la retención que ofrece la adhesión combinada con la resistencia mecánica ofrecida por la forma de la cavidad.

Se tiene así dos factores que conjugados aumentan las posibilidades de éxito: la retención por adhesión y la retención mecánica ofrecida por los tejidos dentarios que limitan a la restauración.

Otro medio del cual nos podemos valer para aumentar la retención del material restaurador es a través del uso de los pernos peripulpaes, cuya efectividad ha sido comprobada a través de los años.

Lo que se busca desde el punto de vista mecánico es mantener la restauración en su sitio, ante la acción de las fuerzas masticatorias que tienden a desplazarla. Esto se logra al mantener un equilibrio entre las fuerzas dislocantes y las fuerzas de resistencia (ofrecidas por la adhesión del material y las paredes dentarias), es decir, buscar un equilibrio entre el brazo de palanca y el brazo de esfuerzo. Debe recordarse que si se logra una excelente adhesión entre estructura dentaria y material, el muñón restaurado se comportara desde el punto de vista biomecánico como un solo bloque, lo más parecido posible a un diente sano. Es recomendable sin embargo, que la cantidad de estructura dentaria que rodea a la restauración tenga un espesor de por lo menos 2mm o más, para evitar la flexión de la dentina y lograr así que la misma sea capaz de resistir las fuerzas masticatorias de forma eficiente.

La odontología actual es una odontología conservadora, en donde es de suma importancia mantener la mayor cantidad

de tejido dentario sano. Según esta premisa el uso de sistemas adhesivos dentinarios y resinas compuestas en la reconstrucción de muñones, especialmente en aquellos con gran pérdida de estructura dentaria, es una gran avance en la conservación de tejido sano, especialmente si evita la desvitalización del diente.

Si se cuenta con materiales que son capaces de resistir las fuerzas oclusales, que ofrecen suficiente adhesión a la estructura dentaria y que ofrecen propiedades similares a los tejidos dentinarios, por qué no usarlos como materiales para la reconstrucción de muñones vitales muy destruidos,

Los múltiples estudios analizados anteriormente presentan a las resinas compuestas como materiales con propiedades mecánicas suficientes para resistir las fuerzas masticatorias, más sin embargo la mayoría de estos estudios son realizados in vitro y solo analizan las propiedades mecánicas del material, siendo muy pocos los estudios que analizan al sistema diente-restauración. Es importante que se continúen realizando estudios in vivo y a largo plazo en donde se analice el comportamiento de estos materiales en la reconstrucción de muñones vitales como pilares de prótesis parcial fija, estimulando la realización de tratamientos odontológicos más

conservadores, lo que a la vez aumenta las oportunidades de preservar la vitalidad pulpar en aquellos dientes con gran pérdida de estructura dental.

Por lo anteriormente explicado, es muy importante el análisis por parte del operador para el logro de los objetivos planteados. Un correcto análisis de la cantidad de tejido dentario, la forma de la cavidad, localización y diseño de la prótesis fija, puede garantizar o no el éxito.

V.- CONCLUSIONES

1.- Por años el uso de las resinas compuestas como material en la restauración de muñones naturales se ha limitado a reconstrucciones pequeñas, existiendo temor y/o duda con respecto a su uso en dientes con gran pérdida de estructura dental.

2.- El desarrollo de nuevas resinas compuestas, con propiedades mecánicas mejoradas y reespaldadas por estudios in vitro que demuestran su capacidad para soportar las fuerzas oclusales, expanden su uso como material de restauración en la reconstrucción de muñones naturales pilares de prótesis parcial fija . Por lo tanto pueden ser utilizadas como una alternativa válida para la reconstrucción de dichos muñones.

3.- Los sistemas adhesivos dentinarios presentan la gran ventaja de lograr adhesión a la estructura dental y con la adhesión se logra una forma adicional de retención sin necesidad de preparaciones mecánicas. Permitiendo el uso de técnicas más conservadoras que permiten aumentar la posibilidad de preservar la vitalidad pulpar en dientes ampliamente destruidos, que serán utilizados como pilares de prótesis parcial fija.

4.- Los sistemas adhesivos presentes en la actualidad presentan fuerzas de adhesión que van de los 17 a los 30 Mpa, la fuerza necesaria para soportar las tensiones que se generan por la contracción de polimerización de las resinas, más sin embargo en la cavidad bucal se pueden presentar fuerzas superiores a estas. Por ello se insiste en el análisis de parte del operador.

5.- En el mercado existe una gran cantidad de resinas compuestas disponibles para la reconstrucción de muñones, cada material tiene sus ventajas y desventajas, lo importante a la hora de la elección es el conocimiento de las propiedades de cada uno, para así elegir un material que tenga suficientes atributos que le permitan soportar las fuerzas oclusales y que ofrezca adhesión adecuada a los tejidos dentarios.

6- Se deberían de esperar resultados superiores con el uso de las resinas compuestas diseñadas especialmente para la reconstrucción de muñones, más sin embargo, no parecen presentar ninguna ventaja adicional sobre las resinas compuestas convencionales. Por lo que la utilización de ambas parece ser adecuada.

7.- Es importante, para asegurar el éxito de la restauración final,

seleccionar el material que tenga en sus propiedades los valores más cercanos al diente para que se comporte lo más parecido al mismo.

8.- Es importante la reconstrucción de un muñón que ofrezca suficiente retención y resistencia para soportar las fuerzas oclusales. Identificar la calidad y cantidad de estructura dentaria remanente que permita el logro de estos objetivos es clave, pero puede ser una tarea muy difícil, siendo muy importante la cantidad de estructura dentaria afectada y su localización.

9.- Para que una restauración tenga éxito debe mantenerse en su sitio ante la acción de las fuerzas dislocantes. Esto se logra al mantener un equilibrio entre las fuerzas desplazantes y las fuerzas de resistencia. Por lo tanto en aquellas cavidades donde exista duda en este sentido, se recomienda ,después de un arduo análisis clínico, la utilización de todos los medios posibles de retención, combinando así la retención ofrecida por la adhesión del material restaurador y la retención mecánica ofrecida por las paredes de la cavidad, e inclusive la aportada por los pernos peripulpaes.

10.- Aplicando el Factor C a la reconstrucción de muñones con

resina compuestas, el más desfavorable Factor C corresponde a la pérdida localizada en el centro, ésta se traduce como una cavidad clase I, pero a la vez ésta configuración presenta la ventaja de ofrecer una retención mecánica adicional, aportada por las paredes cavitarias..

11.- La mayoría de los estudios realizados para determinar el comportamiento de las resinas en la reconstrucción de muñones naturales son estudios *in vitro* que comparan las propiedades mecánicas del material, son pocos los estudios hechos directamente sobre la estructura dental en los que se puedan transpolar los resultados *in vitro* a situaciones clínicas y aún menos los que tratan de determinar el grado de retención que estos materiales ofrecen en dientes con poca cantidad de estructura dentaria remanente, por lo tanto hace falta más investigación en este sentido.

REFERENCIAS

- 1.- Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Novena edición. México D.F: Editorial McGraw-Hill Interamericana. 1993
- 2.- Macchi R. Materiales dentales. 3era edición. Buenos Aires: Editorial Panamericana, 2000
- 3.- Craig R. Ward M. Materiales de odontología restauradora. Décima edición. Madrid: Harcourt Brace, 1998:16-20
- 4.- Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. México D.F. McGraw Hill Interamericana, 1998.
- 5.- Baratieri L, et al. Adhesivos dentales. En: Estética. Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados. Brasil. Santos Livraria editora.1998:57-72
- 6.- Ferracane J.L. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med 1995, 6(4): 302-18
- 7.- Gwinnet A. Structure and composition of enamel. Operative Dentistry 1992, 5:1-9.

8.- Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentine. A brief history and state of art. Quintessence International 1995, 26(2):95-110

9.- Alex T. Advances in adhesives technology. Journal of Esthetic Dentistry 1992:65-74.

10.- Van Meerbeeck B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 1998, 26(1) : 1-20.

11.- Dykeman R, Goodacre C, Philips R. Enfoque moderno de prótesis fija según Jhonston. Paraguay. Editorial Mundi, 1990.

12.- Shillenburg H. Editorial Fundamentos de prostodoncia fija. México D.F. Prensa Médica Mexicana, 2000

13.- Cho G, Kaneko, Donovan T, White S. Diametral and compressive strength of dental core materials. Journal of Prosthetic Dentistry 1999, 82: 272-86.

14.- Ziebeert A, Dhuru V. The fracture toughness of various core materials. Journal of Prosthetic Dentistry 1995, 4: 33-37.

15.- Goldman C, Ferracane J. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stresses. Journal of American Dental Association 2000, 131: 497-503.

16.- Saygili G, Mahmalı S. Comparative study of the physical properties of core materials. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2002 Aug; 22(4)355-63.

17.- Levartousky S, Goldstein GR, Gregorescu M. Shear bond strength of several new core materials. Journal of Prosthetic Dentistry 1996, 75:154-158.

18.- Choi K, Ferracane J, Milton T, Charlton D, Properties of packable dental composites. Journal of Esthetic Dentistry 2000, 12: 216-26.

19.- Malone W, Koth D. Tylman's: Teoría y práctica en prostodoncia fija. 8va edición. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas: Caracas, 1991.

20.- Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L. Fundamentos de Prostodoncia Fija. Ediciones Científicas La Prensa Médica Mexicana : México D.F, 1983.

21.- Combe E, Shaglouf A, Watts D, Wilson N. Mechanical properties of direct core built-up materials. Dental Materials 1999, 15:158-65.

22.- Miyawaki H, Taira M, Toyooka H, Wakasa K, Yamaki M. Hardness and fracture toughness of commercial core composite resins. Dental Material Journal 1993, 12: 62-68.

23.- Burke F, Shaglouf A, Combe E, Douglas W. Dentin Bonding systems:1. Mode of action. Dental Update 2000, 27 (2): 85-93

24.- Lloyd CH, Bulchart D. Retention of core composites, glass ionomers and cements by a self threading dentin pin: the influence of fracture toughness upon failure. Dental Material 1990 Jul; 6(3)185-8.

25.- Medina J, Nagy W, Dhuru V, Ziebert A. The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core build-up materials. Journal of Orosthetic Dentistry 2001, 86: 474-480.

26.- Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endodontics & Dental Traumatology 1985, 1:108-11.

27.- Lui J. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. Quintessence Int. 1994; 25:313

28.- Levartovsky S, Kuyin E, Georgesen M, Goldstein G. A Comparasion of the diametral tensile strenght, flexural strenght, and the compressive strength of two new core materials to a silver-allowy reinforces glassionomer material. Journal of Orosthetic Dentistry 1994 Nov;72(5)481-5.

29.- Schimeseder J. Adhesión. En: Atlas de odontología estética 1999:104-124.

30.- O'keafe K, Powers J. Adhesion of resin composite core materials to dentin. International Journal of Prosthodontic 2001 Sep.Oct; 14(5) 451-6.

31.- Nunes M, Swift E, Perdigao J. Effects of adhesives composition on micro-tensile bond strength to human dentin. American Journal of Dentistry 2001 Dec; 14 (6)340-3.

32.- Perdigao J, Geraldeli S, Carmo A, Dutra H. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strenghts of one-bottle adhesives. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2002, 14:31-8.

33.- Albers H, Dunn J, Perdigao J. Composites materials in restorative dentistry. Compendium of Continuing Education in Dentistry 2001 Aug; 22(8):666-72.

34.- Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. Dental Clinics of North America 2002 Apr; 46(2): 277-231.

35.- Perdiago J, May K, Wilder A, Lopes M. The effect of depth on dentin demineralization on bond strenghts and morphology of the hibrid layer. Operative Dentistry 2000 May-Jun; 25(3): 186-74.

36.- Tylman S. Prótesis de Coronas y Puentes. 2da edición. México D.F. Unión Tipográfica Editorial Hispano-Americana. 1949

37.- Hirschhaut M. El Rol de la Ortodoncia en Odontología Restauradora. Acta Odontológica Venezolana 1996 34(3)

38.- Wakabayashi Y, Kondou Y, Suzuki K, Yatani H, Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. International Journal of Prosthodontic 1994, 7:302-6.

39.- Finger WJ, Fritz U. Laboratory evaluation of one component to enamel-dentin bonding agents. American Journal of Dentistry 1996; 9(5) 206-210.

40.- Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence International 1995, 26:95-106.

41.- Haller B. Recent developments in dentin bonding. American Journal of Dentistry 2000 Feb; 13(1)44-50.

42.- Duke ES. Advances in restorative core materials. Compendium of Continuing Education in Dentistry 2000 Nov; 21(11) 976-8.

43.- Zhao D, Botsis J, Drummond J. Fracture studies of selected dental restorative composites. Dental Material 1997, 13:198-207.

44.- Nakabayashi N, Kato G. The durability of adhesion to phosphoric acid etched wet dentin substrates. Dental materials 1998 Sep; 15(5) 347-352.

45.- Levartovsky S, Goldstein GR, Georgesen M. Shear bond strength of several new core materials. Journal of Prosthetic Dentistry 1996, 75:154-8.

46.- Kao EC, Hart S, Johnston WM. Fracture resistance of four core materials with incorporated pins. International Journal of Prosthodontic 1989, 2: 569-78.

47.- Tjan A, Dunn J, Lee J. Fracture resistance of amalgam and composite resin cores retained by various intradentinal retentive features. Quintessence International 1993, 24:211-7.

48.- Shillingburg HT, Jacobi R. Pernos, tornillos y otros dispositivos de retención en dientes posteriores. Clínicas odontológicas de Norteamérica 1993, 3:357-72.

49.- Kanca J, Sándwich J. Bonding to dentin. Clues of the mechanism of adhesion. American Journal of Dentistry 1998 Aug; 11(4) 154-59.

50.- Freilich M, Krmaker A, Burstone C, Goldberg A. Development and clinical applications of a light polymerized fiber-reinforced composite. Journal of Prosthetic Dentistry 1998, 80:311-26.

51.- Pashely D, Carvalho R. Dental permeability and dentine adhesion. Journal of Dentistry 1997, 25(5):355-372

52.- Huysmans M, Van der Varst P. Finite element análisis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. Journal of Dentistry 1993, 21:57-64.

53.- George C, Kaneco L, Donovan T, White S. Diametral and compressive strength of dental core materials. Journal of Prosthetic Dentistry 1999, 82:272-276.

54.- Burke F, Shaglouf A, Combe E, Wilson N. Fracture resistance of five pin retain core build-up materials on teeth with and without extracoronal preparation. Operative Dentistry 2000 sep-oct; 25 (5):388-94

55.- Van Noort R. Introduction of Dental Materials.1994. Londres. Editorial Mosby. 1994

56.- Albers H, Dunn J, Perdigao J. Composite materials in restorative dentistry. Compend Contin Educ Dent 2001, 22(8):662-672.

57.- Toauti B, Miara P, Nathanson D. Odontología estética y restauraciones cerámicas. Barcelona (España): Masson; 2000.

58.-Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. Japan; quintessence Publishing Co.:1998.

59.- Bounocore M. A simple method of increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal of Dental Research 1955, 34(6): 849-853

60.- Ten Cate. Histología Oral. Buenos aires: Editorial Médica Panamericana, 1986

61.- Silverstone L, Saxton C, Dogon I, Fejerskov O. Variation in the pattern on acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries res. 1975;9:373-387.

62.- Goes M, Coelho M, Cousani S, Da Silva M. Morphological effect of the type, concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. Braz Dent. 1998; 9:3-10

63.- Miyasaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding system. Operative Dentistry 2000; 25:75-80

64,. Davis W. Histología y embriología bucal. Atalpan México; Interamericana. 1988

65.- Towbridge H, Kim S. Desarrollo de la pulpa, estructura y función. En: Vías de la pulpa. Cohen S, Burns R Editores. 7ma edición. Harcourt, España 1999.

66.- Philips R. Era of new biomaterials in esthetic dentistry.
JADA 1987 (Special Issue): 7-12

67.- Swift E. Dentin/enamel adhesives: review of the literature.
Pediatric Dentistry 2002; 24(5):456-461

68.- Swift E. Bonding system for restorative materials. A
comprehensive review. Pediatric Dentistry 1988; 20 (2):
80-84

69.- Fusayama T. New Concepts in restorative dentistry.
Chicago: Quintessence, 1980, p 118

70.- Kugel G. Ferrari M. The science of bonding: from first to
sixth generation. Journl of American Dental Association 2000;
131: 20S-25S.

71.- Kinney J, Balooch M, Marshall S, Marshall G, Weihs
T. Atomic force microscope measurements of the
hardness and elasticity of peritubular and intertubular
human dentine. Archives of Oral Miology 1996;
41: 9-13

72.-Wagnild G. Mueller K. Restauración de los dientes tratados con endodoncia. En: Cohen, Burns. Vías la pulpa. Séptima edición. Editorial Mosby. Madrid, 1999:667-93

73.- Carvalho R, Pereira J, Yoshiyama, Pashley D. Review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Operative Dentistry 1996; 21:17-24

74.- Croll T, Canavaugh R. Restauraciones de clase I y selladores adheridos de forma directa: seis opciones. Quintessence. 1998, 11:146-7.

75.- Seltzer S, Bender I. Pulpa dental. México. El manual moderno, 1987:163-264.

76.- Stanley H, Swerdlow H. An approach to biologic variation in human pulpal studies. Journal Prosthetic Dental 1964;14(2):365-371.

77.- Geddes I. Protección dentinopulpar. En: Barrancos J. y Barrancos P, Editores. Operatoria dental. Tercera edición. Buenos Aires. Médica Panamericana, 1999: 691-717.

78.- Barrancos J. y Barrancos G. Principios biológicos. Principios generales de las preparaciones. En: Barrancos J. y Barrancos P, editores. Operatoria dental. 3ra edición. Buenos Aires. Médica panamericana, 1999:507-508, 551-566.

79.- Hebling J, Giro E, Costa C. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. Journal of Dentistry 1999;27:557-564.

80.- Mohl N, Zarb G, Carlsson G, Rugh J. A textbook of occlusion. Chicago. Quintessence Publishing Co. 1988

81.-Carranza F. Periodontología clínica de Glickman. México D.F. Séptima Edición. Editorial Interamericana S.A. 1993

82.- Bayne S, Heymann H, Swift E. Actualidades sobre restauraciones en resinas compuestas. Journal de clínica en odontología. 1995/1996, 1:41-58

83.-Bausch J, Lange K, Davison C, Peters A, Gee A. Clinical significace of polimerization of composite resins. The Journal of Prothetic Dentistry. 1982, 48 (1): 59-66.

84.- Sakaguchi R, Peters M, Nelson S, Douglas W, Poort H. Effects of polymerization contraction in composite restorations. Journal od dentistry, 1992, 20:178-182

85.- Bayne S, Heyman H, Swift E. Update on dental visible composite restoration. Journal of American Dental Association. 1994, 125:687-701

86.- Stefanello A, Gonzalez P, Prates R. Odontología restauradora y estética. Sao Pablo: Editorial AMOLCA, 2005

87.- Lanata J. Operatoria Dental. Buenos Aires: Editorial Grupo Guía S.A. , 2003

88.- Saravia M. Nanotecnología y su aplicación en odontología estética y restauradora. 2003, en: www.odontología-online.com

89. Geraldi S. Perdigao J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. J. Dent. Res. 81, Sp Iss Abs: 1276. 2003.

90.- Meyer G. Ernst B. Willershausen. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New "Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. JournalDent.Res.81,921.2003.

91.-. Felten K et al Mechanical Properties of Four New Composite Materials. J. Dent. Res. 81, Sp Iss Abs: 1313. 2003

92.- Bertoldi A. Nanotecnología en la formulación de nuevos Composites. 2004, en www.red-dental.com

93.-Danebrock M. Interacción entre nanopartículas y partículas cerámicas con un tamaño de grano definido. 2005, www.odontologos.com.co/voco/voconews

94.- Sen D, Akgungor G. Shear bond strengths of two composite core materials after using all-in-one and single-bottle dentin adhesives. Journal of Prosthodontic. 2005;14:97-103.

95.- Ritacco A. Operatoria Dental: Modernas Cavidades. Primera edición. Buenos Aires. Editorial Mundi.1962

96.- Parula N. Clínica de Operatoria Dental. Cuarta edición. Buenos Aires. Editorial ODA. 1975.

97.- Zabotinsky A. Técnica Dentística Conservadora. Preparación de Cavidades. Sexta Edición. Buenos Aires. Librería Hachette S.A. 1956.

98.- Haper H, McGehee O. Odontología Operatoria. Unión Tipográfica Editorial Hispano-Americana. México. 1948.

99.- Información dada por comunicación verbal por los expertos, Profesores Jubilados de la Cátedra de Odontología Operatoria de la U.C.V., Dra. Florangel de Longobardi, Dr. Ramón Ordaz , Dra. Amarelys Pérez y Dr. Luis Alonso Calatrava.

100.- Harnirattisa C, Senawongse P, Tagami J. Microtensile Bond Strengths of Two Adhesive Resins to Discolored Dentin after Amalgam Removal. Journal of Dental Research. 2007; 86:232-236

