

REPUBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

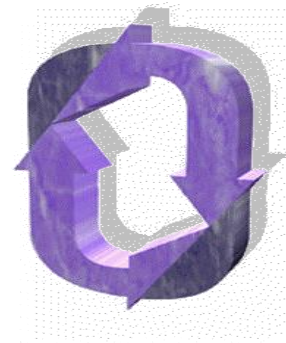
PROTOCOLO EN LA TOMA DE DECISIONES EN LA RESTAURACIÓN DE DIENTES ENDODÓNTICAMENTE TRATADOS

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO PRESENTADO PARA OPTAR
AL TITULO DE ESPECIALISTA EN PROSTODONCIA

Autor:
Douglas R. Rodríguez G.

Tutor:
Prof. José Manuel Dos Santos

CARACAS NOVIEMBRE DE 2008



PROTOCOLO EN LA TOMA DE DECISIONES EN LA RESTAURACIÓN DE DIENTES ENDODÓNICAMENTE TRATADOS

**Trabajo Especial de grado
presentado por el Od. Douglas R.
Rodríguez G. ante el Postgrado de
Prostodoncia de la Facultad de
Odontología de la ilustre
Universidad Central de Venezuela
para optar al Título de Especialista
en Prostodoncia**

CARACAS NOVIEMBRE DE 2008

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

Prof. José Manuel Dos Santos

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I. 10.060.404

FIRMA

Prof. Ramiro Bastidas

Nombre y Apellido
C.I. 4.353.204

FIRMA

Prof. Otto Hoffmann I.

Nombre y Apellido
C.I. 3.292.037

FIRMA

Observaciones:

Caracas, Noviembre de 2008

Agradecimiento

- ✚ A Dios, por ser mi maestro y concederme la salud necesaria para comenzar cada día.
- ✚ A la memoria de mis padres Pedro Rodríguez y Celia González de Rodríguez porque ellos supieron inculcarme los valores necesarios para conducirme por la vida con responsabilidad, ética y moral
- ✚ A mi esposa Francesca por ser mi apoyo y mi estímulo incondicional y por asumir pacientemente todo el tiempo que he dedicado al cumplimiento de esta meta.
- ✚ A mis hijos Dougely, Dayana, Doubraska y Douglas por permitirme la alegría de la senda recorrida y ser parte de mi energía para superar los obstáculos del camino.
- ✚ A las autoridades de las Facultades de Odontología de la UCV y la UC 2.004, que gracias a su gestión hicieron posible este gran sueño.
- ✚ A mis compañeros de postgrado Isabela Aquique, Egilda Tosta, Mariangélica Latouche, Juan R. Zarate, José Vargas y Franklin Rodríguez, con los que compartir este tiempo de mi vida y me dejaron mucho aprendizaje, satisfacciones y alegrías y sobre todo una gran amistad.
- ✚ Al Dr. Otto Hoffmann que más que un coordinador, fue un ejemplo a seguir, se convirtió en el motor fundamental en el cumplimiento y consecución de este logro.
- ✚ A los profesores del Postgrado de Prosthodontia de la UCV, por ser partícipes y aliados de este convenio, especialmente a los doctores Ramiro Bastidas, Alfonso Maldonado y Castor N. Velazquez.
- ✚ A mi Tutor y amigo Prof. José M. Dos Santos, por ser guía y tener la paciencia justa en los momentos adecuados.
- ✚ A todas y cada una de aquellas personas que fueron parte de esta meta, personal de los laboratorios dentales, higienistas, personal de mantenimiento, pacientes y familiares, entre otros.....

LISTA DE CONTENIDO

Agradecimiento.	iv
Lista de Contenidos	
Resumen	x
I. Introducción	1
II. Revisión de la literatura	4
1. Estructura Dentaria: La Dentina	4
1.1 Propiedades físicas de la Dentina	6
1.1a. Color	6
1.1b. Translucidez:	6
1.1c. Dureza	6
1.1d Radiopacidad	7
1.1e Elasticidad	7
1.1 f Permeabilidad	7
1.2 Composición Química de la Dentina	8
1.2a. Matriz orgánica	8
1.2b. Matriz inorgánica	9
1.2c. Túbulo dentinarios	10
1.2d. Sustrato Intraradicular	10
2. Tratamiento Endodóntico.	11
2.1 Contaminación del Sistema del Canal Radicular	12
3. Factores que debilitan el DET	16

3.1 Factor Estructural:	16
3.2 Disminución de la Sensibilidad.	18
3.3 Procedimientos de Restauración.	18
4. Restauración Provisional	19
4.1 Procedimiento de Restauración Provisional	19
5. Restauración de Cavidades	21
5.1 Unión al esmalte	23
5.2 Unión a las restauraciones Metal y Total Cerámicas	24
5.2a. Ácido hidrofúorídrico	25
5.2b. Silano	25
5.2c. Aire Abrasivo	26
5.2d. Restauraciones Cosméticas	26
5.3 Adhesión al Metal	27
5.4 Adhesión a Dentina: Materiales Resinosos	28
5.4a. Adhesivos de “Grabar y Lavar”	29
5.4b. Adhesivos de “Autograbado”	30
5.4c. Adhesivos Autocurados y de Curado Dual	31
5.4d. Generaciones de Sistemas Adhesivos Dentinarios	33
5.4e. Adhesión en ambiente Húmedo	34
5.5 Adhesión a Dentina: Ionómero de Vidrio	35
5.6 Adhesión a Dentina: Ionómero de Vidrio mod. con resinas	36
5.7 Adhesión a Dentina: Materiales utilizados en Endodoncia	37
5.7a. Eugenol	37
5.7b. Hipoclorito de sodio	38

5.7c.- Otros materiales	39
5.8 Limitaciones en la adhesión a la Dentina	39
5.9 ¿Es importante eliminar la Capa de Desecho?	44
5.10 ¿Es la Dentina Radicular diferente para la adhesión?	45
5.11 ¿El Ambiente Endodóntico es diferente para la adhesión?	46
5.12 Esfuerzos para superar los problemas con los adhesivos	47
6. Materiales Restaurativos	49
6.1 Aleación de amalgama	49
6.2 Resinas compuestas	50
6.3 Cementos de Ionómeros de Vidrio y Materiales de Ionómeros de Vidrio modificados con Resina	53
6.4 Materiales Incompatibles	53
7. Estrategias clínicas	54
7.1 Restauración de cavidades con materiales Estéticos	54
7.2 Método para restaurar cavidades con resinas compuestas fotopolimerizables en dientes con restauraciones cerámica	55
7.3 Método para restaurar cavidades con Ionómero de Vidrio Y Resina Compuesta en UD con restauraciones cerámicas	56
7.4 Método para restaurar cavidades con resina compuesta de curado dual o de autocurado y Resina compuesta fotocurada en UD con restauraciones cerámicas	57
7.5 Sugerencias.	60
8. Postes	60
8.1 Indicaciones para la colocación de un Poste	61
8.1a. Dientes Anteriores	62

8.1b. Molares	62
8.1c. Premolares	63
8.2 Postes: Principios Importantes	63
8.2a. Retención y Resistencia	63
8.2b. Modo de falla	64
8.2c. Preservación de la Estructura Dental	65
8.2d. Efecto “Ferrule”	65
8.3 Tipos de Postes	67
8.3a. Postes Activos y Postes Pasivos	67
8.3b. Postes Paralelos y Postes Cónicos	68
8.3c. Poste/Muñón Prefabricados	69
8.3d. Poste/Muñón Colados	71
8.3e. Postes de cerámica y de circonio	72
8.3f. Postes de Fibra	73
8.4 DET Restaurados con Postes	74
8.5 Preparación del Espacio del Poste	79
8.6 Diámetro del poste	81
8.7 Retratamiento	82
9. ¿Los Postes No Metálicos son mejores?	83
10. ¿Los postes adheridos refuerzan realmente las raíces?	83
11. ¿Un Poste debe tener el mismo Módulo Elástico que la Dentina?	84
12. Casos Clínicos	86
12.1.- Poste Prefabricado de Acero Inoxidable Roscado	86
12.2.- Poste de fibra de Carbono con núcleo en Resina Compuesta	87
11.3.- Poste de fibra de Carbono con revestimiento estético.	88

12.4.- Poste y Muñón Cerámicos colados	89
12.5.- Poste Prefabricado de Circonio	90
12.6.- Poste Prefabricado de Fibra de Vidrio	91
13. Agentes Cementantes	92
13.1 Método de cementado	94
13.2 Forma del canal	95
13.3 Preparación del canal	95
13.4 Localización en el arco dental	96
13.5 Recomendaciones Clínicas	97
14. Materiales Reconstructores de Muñones	100
III. Protocolos de Restauración de DET	102
1.- Restauración de DET	103
2.- Restauración Provisional	104
3.- Restauración Definitiva	105
4.- Resina Compuesta	106
5.- Amalgama	107
6.- Restauración Metálica	108
7.- Corona Metal Cerámica	109
8.- Corona Total Cerámica	110
9.- Diente con deficiente estructura coronaria	111
10.- Poste de fibra de vidrio	112
IV. Conclusiones	113

**REPUBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA**

**PROTOCOLO EN LA TOMA DE DECISIONES EN LA
RESTAURACIÓN DE DIENTES ENDODÓNICAMENTE TRATADOS**

Resumen

Existen diversas situaciones clínicas en las que existe la necesidad de restaurar unidades dentarias con tratamientos endodónticos, dientes restaurados que requieren la realización de tratamientos de conducto y ser restaurados nuevamente y piezas dentarias con grandes pérdidas de estructura coronaria, resultante de caries, fracturas, restauraciones previas, tratamientos endodónticos o la combinación de varios de estos factores. En la planificación de estos casos se debe garantizar la obtención del éxito de la restauración final. El presente trabajo se realizó con la finalidad de revisar la evidencia científica actual sobre la restauración de los Dientes Endodónticamente Tratados, para exponer de una manera clara los lineamientos más resaltantes que involucran la atención de estas situaciones clínicas.

**Autor:
Douglas R. Rodríguez G.**

**Tutor:
Prof. José Manuel Dos Santos**

CARACAS NOVIEMBRE DE 2008

INTRODUCCIÓN

La restauración de los Dientes Endodóticamente Tratados (DET) se ha estudiado extensivamente, sin embargo, siguen existiendo polémicas desde muchos puntos de vista, referido a la reconstrucción de la porción coronaria de estas unidades dentarias. Pocos conceptos han sufrido cambios tan radicales en la Odontología contemporánea. Históricamente se enseñó que estas unidades dentarias debían llevar un “refuerzo” colado (perno o poste) en su interior a los fines de poder soportar los requerimientos funcionales. El motivo que se esgrimía para justificar esa debilidad era su pérdida de agua que lo hacía más quebradizo, la pérdida de humedad comparado con el diente vital es del orden del 9%, lo que sería estadísticamente, pero no clínicamente significativa. (Helfer. 1972). Asimismo, las fibras colágenas, parte fundamental del componente orgánico tienen como función la de otorgar resistencia y flexibilidad ante las cargas que el diente recibe. (Seltzer y Bender. 1987). Al perder su metabolismo es de esperar alguna degradación, volviéndose más rígidas y menos flexibles, pero no llegando a manifestar una diferencia clínica notoria con respecto al diente vital. (Rivera. 1990). Por lo que, la afirmación antes mencionada asumía a veces el carácter de un axioma, es decir, una teoría que se acepta sin ser sometida a discusión. Esta justificación hoy en día es considerada incorrecta; actualmente, es aceptado por numerosos autores e investigadores que un diente con un perno en sus conductos es más débil estructuralmente que uno que no lo posee (Rolf y col. 1992). Con todo, siguen existiendo muchas preguntas, prácticas y controversias en este elemento clínicamente importante del plan de tratamiento. Desafortunadamente, la

diversidad de opiniones publicadas es confusa y pueden llevar a selecciones de tratamiento menos óptimas. Ventajosamente, hay un número de áreas en las cuales la superioridad de los investigadores apoya los procedimientos clínicos específicos. En el mismo orden de ideas, la complejidad de la odontología restauradora ha aumentado en estos últimos años, con la cantidad de productos usados en la "odontología adhesiva." Incluyendo la restauración de las cavidades después de la terminación del tratamiento endodóntico. Del mismo modo, estos materiales utilizados en la tecnología adhesiva en odontología restauradora, se han tomado prestados y han sido adaptados a los materiales obturadores endodónticos para proporcionar un sellado eficaz, tanto en el tercio coronal, como en el tercio apical de la dentina radicular, buscando realizar el tratamiento de las unidades dentarias sin comprometer su estabilidad estructural, tratando de mantener la mayor cantidad de tejido dentario sano, por lo que, el tratamiento del conducto no está completo hasta que se haya restaurado el diente.

Por lo anteriormente planteado, la restauración de dientes despulpados requiere conjuntamente, el dominio de la endodoncia y la odontología restauradora y de los conocimientos correlacionados a esas dos áreas. Con la primera se eliminan los conductos radiculares como entidades capaces de inducir procesos patológicos; a través de la segunda, se devuelve a los dientes despulpados su condición de resistencia y función normal. Cuando estos dos requisitos son cumplidos, el diente podrá desempeñarse funcionalmente en idénticas condiciones a las atribuciones de un órgano normal. (Standlee y col. 1988). Por lo tanto, será un diente despulpado y no desvitalizado, desde este

punto de vista la vida clínica de los dientes en ciertos aspectos depende más de la integridad del periodonto que de la vitalidad pulpar. (Rossi y col. 2004). Un diente despulpado posee también, en menor escala, metabolismo específico. Al ser restituida adecuadamente la resistencia, no se corre el riesgo de problemas posteriores, pudiendo el diente ser restaurado como entidad individual o funcional como soporte de prótesis fija o removible.

En el Capítulo uno se enfocan los aspectos relativos a la dentina como unidad estructural de soporte, estableciendo sus propiedades, características, composición química, entre otros, también se plantea la indicación del tratamiento endodóntico como recurso para mantener en boca la unidad dentaria. En el capítulo dos se plantean las técnicas restaurativas de los dientes tratados endodónticamente que presentan suficiente soporte estructural. En el capítulo tres se analiza todo lo referente a la reconstrucción de los dientes tratados endodónticamente que no presentan suficiente soporte estructural, es decir la colocación de pernos para poder rehabilitarlos. En el capítulo cuatro se describen las diferentes técnicas de cementado con los diferentes agentes cementantes, basado en la información científica. Y por último en el capítulo cinco se describen las principales conclusiones y el protocolo en la toma de decisiones en la restauración de los dientes tratados endodónticamente.

REVISION DE LA LITERATURA

1.- Estructura Dentaria: La Dentina

La Dentina es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen de la pieza dentaria. En la porción coronaria se encuentra recubierta a manera de casquete por el esmalte, mientras que en la región radicular está tapizada por el cemento. Interiormente, la dentina delimita una cavidad, denominada cámara pulpar, que contiene la pulpa dental. (About y col. 2000). (Ver figura 1). El espesor de la dentina varía según la pieza dentaria: en los incisivos inferiores es mínimo (de 1 a 1,5 mm), mientras que en caninos y molares es de 3 mm, aproximadamente. En cada diente en particular, el espesor es mayor en los bordes incisales o cuspídeos y menor en la raíz. (Kishen, y col. 2000). Es importante recordar que, debido al tipo de crecimiento aposicional que presenta la dentina (dentina secundaria), el espesor es mayor en dientes viejos que en las unidades dentarias jóvenes. (Couve 1987 y Crespo y col. 1985).

Asimismo, en la estructura de la dentina se pueden distinguir dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los conductos o túbulos dentinarios que la atraviesan en todo su espesor y que alojan a los procesos odontoblásticos (About y col. 2000). Dichos procesos son largas prolongaciones citoplasmáticas de las células especializadas llamadas odontoblastos, cuyos cuerpos se ubican en la región más periférica de la pulpa (Harris y col. 1978). Estas células producen la matriz colágena de la dentina y también participan en el proceso de calcificación de la misma, siendo por tanto, responsables de la formación y del mantenimiento de la dentina. (Engel y col. 1984). Los cuerpos celulares de

los odontoblastos están separados de la dentina mineralizada por una zona de matriz orgánica no mineralizada denominada predentina. (Butler y col. 1995).

De lo expuesto se desprende que: la dentina y la pulpa 1º) conforman una unidad estructural, dado que las prolongaciones de los odontoblastos están incluidas en la dentina; 2º) conforman una unidad funcional, ya que la pulpa mantiene la vitalidad de la dentina, y la dentina protege a la pulpa y 3º) comparten un origen embrionario común, pues ambas derivan del ectomesénquima que forma la papila del germen dentario. Por esas razones se considera a la dentina y a la pulpa en su conjunto como una sola estructura integrada, denominada complejo dentino-pulpar. (Butler y col. 1998).

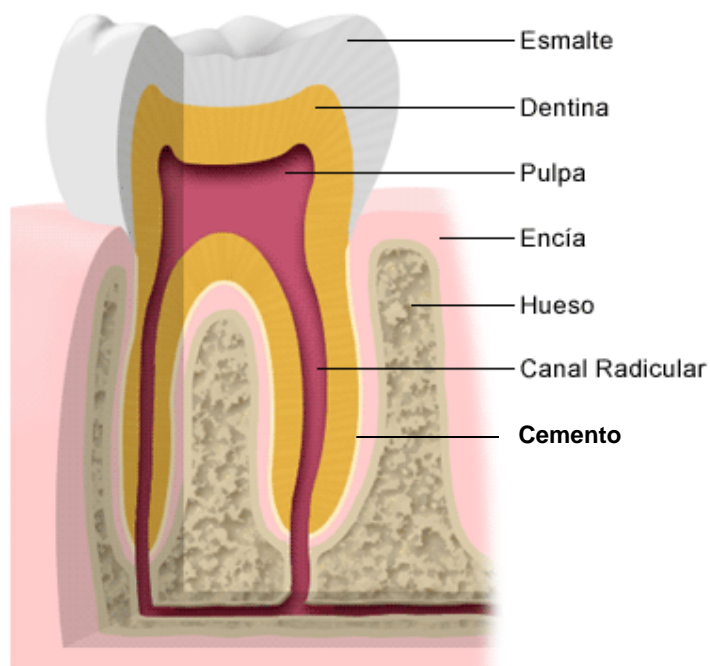


Figura 1: Anatomía de los Dientes

1.1.- Propiedades físicas de la Dentina

1.1a.- Color: la dentina presenta un color blanco amarillento, pero puede variar de un individuo a otro, así como también a lo largo de la vida. Como el esmalte es translúcido, por su alto grado de mineralización, el color del diente lo otorga generalmente, la dentina. (Goldberg y col. 1998).

El color de la Dentina depende de:

a) El Grado de Mineralización: los dientes primarios presentan un tono blanco azulado por el menor grado de mineralización.

b) La Vitalidad Pulpar: los dientes desvitalizados presentan un color grisáceo.

c) La Edad: con la edad la dentina se vuelve progresivamente más amarillenta.

d) Los Pigmentos: éstos pueden tener un origen endógeno o exógeno. Los pigmentos endógenos provienen, por ejemplo, de la degradación de la hemoglobina en los casos de hemorragias pulpares por traumatismos postratamiento, o bien de fracturas dentarias, en cuyo caso la corona del elemento experimenta un ennegrecimiento. La acción medicamentosa también ocasiona tonos grisáceos. Los pigmentos exógenos pueden provenir de obturaciones metálicas. (Holland y col. 1994)

1.1b.- Translucidez: La dentina es menos translúcida que el esmalte, debido a su menor grado de mineralización, pero en las regiones apicales, donde el espesor de la dentina es mínimo, puede verse por transparencia el conducto radicular. (Mahoney y col. 2000).

1.1c.- Dureza: La dureza de la dentina está determinada por su grado de mineralización. Es mucho menor que la del esmalte, y algo mayor que la del hueso y el cemento. En dientes de personas jóvenes, la dureza de la dentina

es comparable a la de la amalgama. Estudios recientes establecen valores promedios de la microdureza de la dentina en dientes permanentes entre 0,57 y 1,13 GPa. (Mahoney y col. 2000).

1.1d.- Radiopacidad: La radiopacidad también depende del contenido mineral, sin embargo, resulta menor a la del esmalte y algo superior a la del hueso y cemento. Por su baja radiopacidad, la dentina aparece en las placas radiográficas sensiblemente más oscura que el esmalte. La dentina presenta una birefringencia ligeramente positiva, determinada por las fibras colágenas. (Mahoney y col. 2000).

1.1e.- Elasticidad: la elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios. La elasticidad dentinaria varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. Los valores medios del módulo elástico de Young (capacidad elástica de un material o deformación que sufre al incidir sobre él una fuerza) para la dentina permanente oscilan entre 17,6-22,9 Gpa. (Mahoney y col. 2000).

1.1f.- Permeabilidad: La dentina posee mayor permeabilidad que el esmalte debido a la presencia de los túbulos dentinarios, que permiten el paso a distintos elementos o solutos (colorantes, medicamentos, microorganismos, etc.), que la atraviesan con relativa facilidad. (Kishen y col. 2000). Houille y col. (1997) han descrito, dos mecanismos de transporte a través de los túbulos. Por difusión y por presión de los fluidos intersticiales de la pulpa. En este último influye el diámetro y la longitud del túbulo. La permeabilidad dentinaria es una

de las propiedades de mayor importancia en la práctica clínica por el sistema de adhesión de los biomateriales. (Lesot y col. 1994)

1.2.- Composición química de la Dentina

La composición química de la dentina es aproximadamente de: 70% de materia inorgánica (principalmente cristales de hidroxiapatita), 18% de materia orgánica (principalmente fibras colágenas) y 12% de agua. (Marshall y col. 1997)

1.2a.- Matriz orgánica: La matriz orgánica está constituida por varios componentes entre los que destaca el colágeno tipo I, que es sintetizado por el odontoblasto y representa el 90% de dicha matriz. Una vez segregado en la región de la predentina, las moléculas de colágeno configuran extracelularmente las fibras. (Butler y col. 1998). Los colágenos tipos III, IV, V y VI se presentan en pequeñas proporciones y en diferentes circunstancias. El colágeno tipo III se segrega en casos de dentina opalescente y está ocasionalmente presente en la denominada dentina peritubular. (Yasuyoshi y col. 1994); el de tipo IV en los momentos iniciales de la dentinogénesis, cuando existe una membrana basal que separa la dentina no mineralizada de los ameloblastos secretores y, finalmente, los de tipo V y VI en distintas regiones de la predentina. (Marshall y col. 1997, Martin y col. 2000).

Asimismo, en la matriz orgánica de la dentina se han detectado, proteínas semejantes a las existentes en la matriz ósea, tales como la osteonectina, la osteopontina y la proteína Gla de la dentina (similar a la osteocalcina) que contienen ácido γ -carboxiglutámico. (Tagaki y col. 1990). Dicha matriz contiene además tres proteínas que se localizan únicamente en la dentina, son la fosforina dentinaria (DPP) que después del colágeno, es el componente más

abundante de la dentina, la proteína de la matriz dentinaria 1 (DMP1) y la sialoproteína dentinaria (DSP). Las dos primeras, segregadas por los odontoblastos participan en el proceso de mineralización y la última, segregada por odontoblastos jóvenes y también por preameloblastos, participa de algún modo en el proceso de interrelación epitelio-mesénquima, que acompaña al desarrollo de las unidades dentarias. (Priotto y col. 1995).

Los proteoglicanos están presentes también en la matriz dentinaria. El condroitín 4-sulfato y el condroitín 6-sulfato son los GAG más frecuentes, predominando el segundo de ellos en la predentina. (Priotto y col. 1995)

Según Gómez y Campos (2003) estudios con microscopia electrónica revelan una mayor presencia de GAG sulfatasa, en premolares que en molares. Proteínas del suero, como la albúmina, fosfolípidos y factores de crecimiento, posiblemente inmovilizados durante la dentinogénesis, se han identificado también en la matriz orgánica de la dentina.

1.2b.- Matriz inorgánica: Está compuesta por cristales de hidroxiapatita, similares químicamente a los del esmalte, cemento y hueso. Por su tamaño se diferencian de los grandes cristales del esmalte, en que los cristales de la dentina son pequeños y delgados, más parecidos a los que se encuentran en el tejido óseo. Las dimensiones de los cristales son 36 nm de longitud, 25 nm de anchura y 10 nm de altura. Los cristales se orientan de forma paralela a las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, disponiéndose entre las fibras y también dentro de las mismas, ocupando los espacios entre las moléculas de colágeno que la forman. (Marshall y col. 1997, Tagaki y col. 1990).

En la fracción mineral, además de los cristales de hidroxiapatita hay cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos como flúor, cobre, zinc, hierro, magnesio, entre otros. Existiendo calcio ligado a componentes de la matriz orgánica, que actúan como reservorio para la formación de cristales de hidroxiapatita. (Priotto y col. 1995)

1.2c.- Túbulos dentinarios: Son estructuras cilíndricas delgadas que se extienden por todo el espesor de la dentina, desde la pulpa, hasta la unión amelodentinaria y la unión cementodentinaria. Su longitud promedio oscila entre 1,5 y 2 mm. La pared del túbulo está formada por dentina peritubular o tubular que está constituida por una matriz mineralizada que ofrece una estructura y una composición química característica. (Milan y col. 2001). Los túbulos alojan en su interior la prolongación odontoblástica principal o proceso odontoblástico. Entre el proceso odontoblástico y la pared del túbulo, hay un espacio denominado espacio periprocesal, ocupado por el fluido dentinario. (Rivera y col. 2002). El proceso odontoblástico y el fluido son los responsables de la vitalidad de la dentina. Este espacio permite que el fluido se difunda en forma bidireccional, utiliza la vía centrífuga para nutrir la periferia de la dentina y la vía centrípeta para conducir los estímulos o distintos elementos hacia la región pulpar. (Gunji y col. 1983).

1.2d.- Sustrato Intraradicular

La estructura intraradicular está mayormente constituida de dentina intertubular. En un estudio reciente se ha calculado el número de túbulos dentinarios disponibles varia en los tercios coronal, medio y apical. En el mismo trabajo se ha evidenciado, que el acondicionamiento con ácido, provoca

modificaciones morfológicas y estructurales en la dentina, lo cual produce un aumento de la superficie radicular disponible para la adhesión, que va de más del 200% en el tercio coronal a más del 100% en la zona más apical. (Tabla 1). (Ferrari y col. 2000).

Los resultados de este estudio sugieren que la agresividad del ácido y, con ello, su función de desmineralización, puede desempeñar un papel importante en la adhesión a las estructuras intraradiculares.

Tabla 1. Datos relativos a la densidad de los túbulos dentinarios en los tercios coronal, medio y apical después del grabado con ácido fosfórico al 35 % durante 15seg.

Área	N/mm ²	Porcentaje de aumento de la superficie
1/3 coronal	36350,5	202,59
1/3 medio	28130,5	156,78
1/3 apical	22630,8	113,69

2.- Tratamiento Endodóntico.

Existen muchas situaciones clínicas en la que las unidades dentarias presentan grandes pérdidas de estructura coronaria, resultantes de caries, fracturas con o sin compromiso pulpar, restauraciones previas o las combinaciones de varios de estos factores, estos dientes severamente dañados presentan ciertas limitaciones estructurales, que con el tiempo van a necesitar un tratamiento restaurador más complejo y en el cual se tenga que colocar una restauración con anclaje intraradicular (perno-muñón), para poder restaurar de manera satisfactoria la unidad o unidades dentarias y recuperar la armonía oclusal. Por

lo que, los tratamientos de endodoncia vienen a ser el procedimiento indicado para la conservación de la unidad dentaria en la cavidad bucal.

Del mismo modo, los microorganismos son la causa de pulpitis y periodontítis apical que cursan con sintomatología dolorosa (Kakehashi y col. 1965, Siqueira y col. 2000-2001) así como de fallas en el tratamiento endodóntico (Siqueira y col. 2001, Lin y col. 1992). La meta principal del tratamiento endodóntico es la reducción o la eliminación de los microorganismos del sistema radicular. La eliminación completa de los microorganismos, no se puede alcanzar completamente con los métodos de tratamiento actuales, (Sjogren y col. 1997, Nair y col. 2005). Por lo tanto, una meta adicional del tratamiento es sellar el sistema radicular del ambiente exterior con un material obturador y sepultar cualquier microorganismo residual. Ningunos de los materiales dentales actuales proporcionan un sellado hermético a prueba de filtración (Hilton y col. 2002- Parte I y Parte II). La gutapercha ha sido el material obturador endodóntico tradicional, usado conjuntamente con selladores que contenían óxido de zinc-eugenol, hidróxido de calcio o resinas epóxicas. En estos últimos años se han desarrollado materiales obturadores y selladores, basados en tecnologías adhesivas a la dentina prestadas de la odontología restauradora, en un intento por sellar el sistema radicular con más eficacia.

2.1.- Contaminación del sistema del canal Radicular

Una de las metas fundamentales del tratamiento del conducto es eliminar las bacterias del canal radicular. (Siqueira y col. 2000-2001). Se han demostrado que las bacterias son la etiología causante de periodontítis apical (Kakehashi y col. 1965) y a su vez ser la causa de las fallas de las endodoncias (Siqueira y

col. 2000-2001, Lin y col. 1992). Una de las metas de la restauración del diente después de que el tratamiento de conducto ha finalizado, debe ser prevenir la recontaminación del sistema radicular. El ambiente bucal es rico en microorganismos y las restauraciones dentales deben soportar la exposición repetida a tensiones físicas, químicas y térmicas. Es un ambiente, en el cual, es difícil mantenerlo herméticamente sellado. (Swanson 1.987, Magura y Col 1.991). La contaminación puede ocurrir durante el procedimiento de restauración, por un deficiente aislamiento o una pobre técnica aséptica. La contaminación también puede ocurrir por la pérdida de una restauración temporal o si ocurre una filtración. La misma puede ocurrir con una restauración “permanente”, sin embargo, los materiales “permanentes” tienden a filtrarse menos que los materiales temporales (Uranga y col. 1999). La exposición de la gutapercha a la saliva en la cámara pulpar da lugar a la migración de bacterias al ápice en cuestión de días (Siqueira y col. 2000, Swanson y col 1987, Magura y col 1991, Saunders y col. 1994). Incluso, las endotóxicas alcanzan el ápice más rápidamente (Alves y col. 1998). La importancia de la restauración coronal en el éxito de la endodoncia es aceptada y ha sido reportada extensamente por los estudios de Ray y Trope. (1995), Homme y col. (2002), Tronstad y col. (2000), Iqbal y col. (2003), y Siqueira y col. (2000). Sin embargo, los estudios de Riccuci y col. (2000), Ricucci y Bergenholz (2003), Helling y col. (2001), y Malone y col. (1997) indican que la contaminación no es un factor tan importante en la falla endodóntica como comúnmente se creen. Por lo tanto, se debe concluir que la contaminación bacteriana como causa de la falla endodóntica no está completamente

entendida. Sin embargo, no existe ninguna ventaja al contaminar el sistema radicular, por consiguiente, se debe hacer todo lo posible para prevenir la contaminación. Cuando el espacio del canal radicular ha sido contaminado, el retratamiento debe ser considerado, especialmente si hubo una contaminación persistente (Heling y Col 2.002).

La contaminación bacteriana del sistema radicular debe ser prevenida durante y después del tratamiento endodóntico. Se deben utilizar técnicas asépticas, incluyendo el aislamiento absoluto. Una vez que se termina el tratamiento radicular, la restauración inmediata del diente se recomienda siempre que sea posible (Heling y Col 2.002). Cuando esto no es posible, el sistema radicular debe ser protegido, sellando los canales y el piso de la cámara pulpar con una barrera intracoronal, se prefieren los materiales adheridos, como los cementos de vidrio ionómero o las resinas compuestas (Wolanek y Col 2.001). El orificio del canal se confecciona con una fresa redonda, el piso de la cámara se limpia de exceso de gutapercha y sellador, luego se graba y se “imprima” si se utiliza un material resinoso o se “acondiciona”, si se usa cemento de vidrio ionómero o ionómero de vidrio modificado con resina. El material es colocado y fotocurado sobre el piso de la cámara, posteriormente, una restauración temporal se coloca con o sin torunda de algodón en la cavidad. La barrera intracoronal protege al sistema radicular contra la contaminación, mientras se realiza la restauración permanente. Cuando el diente se restaura con una restauración “permanente”, las restauraciones adheridas se deben utilizar tanto como sea posible, para reducir al mínimo la microfiltración (Howdle y Col 2.002). La calidad de la restauración permanente realizada después del

tratamiento radicular afecta directamente el pronóstico del diente endodónticamente tratado (Ray 1.995, Hommez y Col 2.002, Tronstad y Col 2.000, Iqbal y Col 2.003). El espacio del poste, debe ser restaurado inmediatamente, debido a las dificultades de mantener el sellado temporal.

Los estudios in Vitro de Fox (1.997) y Demarchi (2.002) demostraron que los dientes restaurados con postes temporales tenían igual cantidad de contaminación, que dientes controles que no tenían ninguna restauración. Hay evidencia convincente que la cobertura cúspidea se debe proporcionar para los dientes posteriores. Un estudio in Vitro por Panitviy Col (1.995), demostró que la preparación de la cavidad da lugar a mayor flexión cúspidea, aumentando la probabilidad de fractura. Asimismo, un estudio retrospectivo evaluó 1.273 dientes endodónticamente tratados, para determinar qué factores eran las causas significativas de fracaso y concluyó que la cobertura cúspidea fue la única variable restaurativa significativa para predecir el éxito a largo plazo. (Sorensen 1.984). Esta conclusión fue repetida en un estudio retrospectivo independiente con 608 dientes endodónticamente tratados, donde se evaluaron los factores que afectaron la supervivencia durante un período de 10 años, una vez más la presencia de una cobertura cúspidea fue uno de los factores significativos que predijeron el éxito a largo plazo. (Cheung 2.003). Asimismo, un estudio retrospectivo reciente de 400 dientes durante un período de 9 años, encontró que los dientes endodónticamente tratados con cobertura cúspidea tenían seis veces más probabilidades de sobrevivir que los que tenían restauraciones intracoronaes. (Aquilino 2.002).

Fennis y col (2.002) examinaron y divulgaron en su práctica dental privada que las fracturas subgingivales ocurrieron más a menudo en dientes endodónticamente tratados, a pesar de tener una cobertura cúspidea. Por el contrario, un estudio de Mannocci y col (2.002) divulgó que no hubo diferencia sobre las fallas de los dientes endodónticamente tratados restaurados con postes de fibra y composites, con o sin cobertura cúspidea. Sin embargo, el tiempo de observación fue solamente de 3 años, lo que puede no ser suficientemente largo para detectar diferencias en los índices de fracaso. A pesar de las pruebas evidentes de las ventajas de la cobertura cúspidea, un estudio sobre demandas de seguro de Scurria y col (1.995) encontró que aproximadamente solo el 50% de los dientes posteriores endodónticamente tratados, fueron restaurados con restauraciones de cobertura cúspidea. Los estudios de Eckerbom y col. (2.001) reportaron resultados similares en un examen a odontólogos restauradores.

La preservación de la estructura dental es importante al restaurar la porción coronal del diente. La estructura coronal del diente se debe preservar para proporcionar forma, resistencia y retención a la corona (Cheung 2.003, Al-Wahadni 2.002, Isador y Col 1.999, Libman 1.995, Mezzomo y Col 2.003).

3.- Factores que debilitan el DET

3.1.- Factor estructural: En forma continua se están generando fuerzas sobre las superficies oclusales de las piezas dentarias. Idealmente el diseño de la estructura dentaria genera las vías de transferencia para que esas fuerzas sean conducidas y se disipen en las áreas de soporte (ligamento periodontal y tejido óseo). En términos de ingeniería el diente sano es una estructura hueca,

laminada y pretensada. Es laminada, porque las cargas “fluyen” igual por todos lados sin necesidad de nervios concentradores y es pretensada, porque después de deformarse vuelve a su posición y forma original, sin vencerse, con capacidad de deformación tridimensional ante las cargas masticatorias, acortándose en sentido apico-oclusal y abombándose en sentido mesio-distal. (Panitvisai. 1995). Todo DET sufre como consecuencia de la situación que lo llevó a dicho tratamiento (caries, fracturas, restauraciones previas, entre otros.) y del tratamiento realizado (apertura endodóntica, pérdida del techo de la cámara pulpar, preparación para el perno, entre otros), una pérdida estructural importante. La magnitud y la ubicación del tejido dentario perdido generan la imposibilidad de transmitir esas fuerzas a áreas de soporte, concentración de fuerzas en el área coronaria, deformación exagerada y la posterior fractura (Migues. 1997). Volviendo a los términos de ingeniería, el DET deja de ser un elemento laminado pretensado, liberando las tensiones. Las cúspides se separan más produciéndose una deflexión. Una pieza sana tiene una deformación cuspídea de 1 micrón; al existir una cavidad tipo MOD, la deformación llega hasta los 5 micrones y si se realiza una apertura cameral, hasta de 17 micrones (Panitvisai. 1995). En general, toda preparación cavitaria va a generar una disminución de la resistencia, aumentando la deformación dentaria al recibir cargas funcionales (Linn y col. 1994, Gelb y col. 1986). Un factor digno de analizar a los fines de evaluar el daño estructural del DET es la pérdida de uno o dos rebordes marginales. Estos actúan junto con las paredes como anillos circunferenciales de refuerzo y su pérdida compromete estructuralmente en forma seria al DET. (Angobaldo. 1999). Se puede afirmar

que en líneas generales, a mayor pérdida de tejidos, mayor pérdida de resistencia estructural del DET. El real refuerzo del DET son sus propios tejidos y estructuras anatómicas, por lo que a la hora de restaurarlo serán de elección los procedimientos que aseguren una correcta retención de la restauración, pero con el mayor criterio conservador de tejidos posible.

3.2.- Disminución de la Sensibilidad: Los dientes y el periodonto tienen un eficaz mecanismo de protección contra las cargas excesivas, algunos estudios de larga data y otros más recientes han demostrado que el DET tiene aumentado su umbral de tolerancia de un 57 a un 100% con respecto a los dientes vitales. Se considera entonces la existencia de mecano receptores en la pulpa, similares a los periodontales aunque de menor cuantía, cuya destrucción implicaría una menor capacidad de defensa. (Parodi. 1995). Para que el DET responda, se necesitan cargas hasta dos veces mayor para que lo haga el diente vital, lo cual indudablemente lo deja en inferioridad de condiciones frente a cargas funcionales y mucho más frente a las parafuncionales. (Angobaldo. 1999).

3.3.- Procedimientos de Restauración: Existen varios procedimientos, tanto en el tratamiento endodóntico como en el restaurador que pueden agravar la situación. Ejemplos serían el exceso de condensación lateral, que puede ocasionar microfracturas. (Felton. 1991) Al igual que la cementación de un perno con exceso de presión hidráulica del cemento, al instalar pernos muy ajustados que no permiten el adecuado escape del exceso de cemento. También el funcionamiento de algunos pernos muy cónicos, pueden generar el llamado efecto cuña, produciendo una deformación exagerada y fractura de las

porciones radiculares. (Obermayr. 1991). También es común la generación de tensiones excesivas que producen microfracturas en la preparación dentaria para pernos o postes. (Onnink y col 1994). La generación de calor es también una fuente de peligro por los cambios volumétricos y la deshidratación excesiva de la dentina, que producen algunas técnicas endodónticas, que utilizan obturaciones con materiales termoplásticos o en la preparación radicular para el perno por la fricción, que se establece sobre todo si se emplean instrumentos rotatorios de poco poder de corte por mal estado. (Barkhordar y col. 1990). Se han reportado aumentos externos de temperatura hasta de 7 grados, para obturaciones y de hasta 15 para preparaciones para pernos (Tjan y col. 1993).

4.- Restauración Provisional

Para reducir al mínimo la probabilidad de contaminación, se recomienda colocar una restauración definitiva al concluir el tratamiento de conducto (Heling y col. 2002). Cuando este tipo de restauración no es posible, se debe utilizar un material temporal. Una gran cantidad de odontólogos prefieren una torunda de algodón en la cámara pulpar y, a su vez, proporcionar una segunda capa de protección temporal en la superficie oclusal. (Dillard y col. 2002)

4.1.- Procedimiento para restaurar provisionalmente la cavidad:

1. Abra el orificio con una fresa redonda.
2. Limpie la cavidad y el piso de la cámara pulpar a fondo, con alcohol o un detergente para quitar el exceso de cemento y desechos. La abrasión del aire proporciona una superficie dentinaría libre de películas y residuos.
3. Ponga un material restaurativo “temporal” o “permanente” en la cavidad y sobre el piso del compartimiento. Se prefiere un material adhesivo como las

resinas compuestas o un cemento de ionómero de vidrio (Galvan y col. 2002). También pueden ser utilizados como material temporal, el Mineral trióxido Agregado (MTA) (Mah y col. 2003). Sin embargo, hay una ventaja en usar un material claro, ya que, el odontólogo puede visualizar el material obturador subyacente, si es necesario el retratamiento del sistema radicular (Schwartz y col. 2004).

Los resultados variaron en los estudios que evaluaron a los materiales temporales. Los materiales más comunes fueron el óxido de zinc-eugenol (IRM, Dentsply internacional.), el óxido de zinc/sulfato de calcio (Cavit, Premier Corp.) o materiales a base de resinas, incluyendo las resinas compuestas y los ionómero de vidrio modificados con resinas. Todos los materiales temporales son adecuados si se colocan en un grosor de 3 milímetros o más. (Naoum y col. 2002, Pashley y col. 1998). Todos los materiales temporales se filtran hasta cierto punto (Zmener y col. 2004). Los materiales del óxido de zinc/sulfato de calcio son más resistentes a la microfiltración que los materiales de óxido de zinc-eugenol (Dillard y col. 2002), probablemente, debido a la expansión de fraguado y a la sorción de agua (Webber y col. 1978). Aunque los materiales de óxido de zinc-eugenol tienden a filtrar más, poseen características antimicrobianas, haciéndolos más resistentes a la penetración bacteriana (Naoum y col. 2002). Ambos materiales son simples de utilizar. Un estudio divulgó menos filtración con el uso de los dos materiales combinados (Barthel y col. 1999).

Los materiales temporales basados en resina se deben adherir para proporcionar un sellado eficaz, ya que experimentan contracción de

polimerización de 1 al 3% (Carvalho y col. 1996), esto es compensado por el hecho de que se deforman mientras absorben agua (Deveaux y col. 1992). Generalmente, los materiales de resina adhesiva proporcionan un mejor sellado inicial, pero carecen de características antimicrobianas (Deveaux y col. 1992). Requieren más pasos y más tiempo de trabajo que otros materiales como IRM o Cavit. Las resinas adhesivas se recomiendan como material provisional por 2 a 3 semanas. Los materiales de ionómero de vidrio modificados con resina son también una buena opción como material provisional de largo plazo, porque proporcionan una unión química a la dentina y al esmalte, y poseen características antimicrobianas. (Herrera y col. 2000).

Las unidades dentarias que requieren postes y coronas, son un desafío particular, debido a la dificultad en la obtención de un buen sellado. Para reducir al mínimo las oportunidades de contaminación del material obturador, se debe colocar sobre ella una barrera con un material autocurado. (Fox y col. 1997). El espacio del poste debe ser restaurado cuanto antes y puede ser beneficioso limpiar el espacio del poste con un irrigante antimicrobiano cuando se quite el poste temporal. (Demarchi y col. 2002).

5.- Restauración de las cavidades

Cuando una cavidad se realiza sobre una restauración existente, varios puntos deben ser considerados. Es deseable, retirar toda la restauración existente, para evaluar la posibilidad de grietas y caries (Abbott y col. 2004). El detector de caries es provechoso en la visualización e identificación de grietas y para retirar completamente la caries (Thomas y col. 2000).

Si la restauración se va a realizar sobre una corona o en un onlay, que están clínicamente aceptables y su reemplazo no está planificado, la cavidad y los materiales de restauración internos deben ser evaluados cuidadosamente con magnificación. Se debe colocar detector de caries, cualquier área manchada, particularmente adyacente a la restauración, se debe examinar cuidadosamente para eliminar cualquier espacio o tejido dental reblandecido. El detector de la caries también puede manchar áreas sanas de dentina que tiene disminuida el contenido mineral (McComb y col. 2000).

Se determinará la presencia de caries si las áreas manchadas son duras o suaves. Muchas veces la caries puede abarcar una gran cantidad de tejido dentario, haciendo necesario el reemplazo de la corona.

Cuando la cavidad es realizada a través de una restauración existente hay pérdida de retención (Mulvey y col. 1996) y de resistencia (Hachmeister y col. 2002). Cuando se restaura la cavidad, la pérdida de retención se invierte (Mulvey y col. 1996). Si se agrega un poste, se gana retención adicional. (Yu y col. 1994)

Idealmente, se deberían restaurar las cavidades con un material restaurativo a prueba de filtración que proporcione un sellado permanente de la cavidad. Desafortunadamente, no hay tal material disponible. Todos los materiales y restauraciones filtran hasta cierto punto. Esto incluye restauraciones intracoronales como las resinas adhesivas y los ionómeros de vidrio (Rafeek y col. 2004, Fabianelli y col. 2004), así como restauraciones extracoronales de metal o de cerámica. (Trautmann y col. 2001 Parte III y IV). Para reducir al

mínimo la filtración, se recomiendan las restauraciones adheridas, sin importar el material restaurativo (Howdle y col. 2002).

Si las cavidades se hacen a través del esmalte y la dentina y, de un número diverso de materiales restaurativos, incluyendo las aleaciones nobles y no nobles y la porcelana. A menudo la cavidad se prepara a través de dos o tres diversos substratos. La unión a cada uno de estos substratos es un desafío que requiere de estrategias y materiales específicos, lo cual, también es influenciado por la integridad estructural del diente.

5.1.- Adhesión al esmalte

El esmalte está a menudo presente a lo largo de los márgenes de las preparaciones en dientes anteriores. La unión de las resinas al esmalte grabado es fuerte y durable. La técnica data de 1955 (Buonocore 1955). El grabado del esmalte con ácido fosfórico del 30 al 40%, resulta en la disolución selectiva de los prismas del esmalte creando una superficie con alta energía superficial que permite la adhesión afectiva de una resina de baja viscosidad. Las microporosidades se crean dentro y alrededor de los prismas del esmalte pudiendo ser infiltradas por la resina polimerizada "in-situ" (Van Meerbeek y col. 2003). Estas "prolongaciones de resina" proporcionan la retención micromecánica. La resistencia adhesiva está en el orden de 20 megapascales (Mpa) (Gilpatrick y col. 1991).

El grabado de los prismas del esmalte esta bien claro, sin embargo, el grabado del esmalte aprismático no esta muy claro y no se logra con eficacia (Pashley y col. 2001). Por lo tanto, los márgenes del esmalte deben ser biselados al usar sistemas adhesivos de autograbado. Es importante prevenir la contaminación

con sangre, saliva o la humedad del esmalte grabado (Tagami y col 2003). El esmalte mal grabado proporciona coloración en los márgenes de la restauración. (Fabianelli y col. 2003) Una buena unión del esmalte protege la unión a la dentina que es menos durable (De Munck y col 2003).

5.2.- Adhesión a las restauraciones Metal-Cerámicas y Total-Cerámicas

A menudo se realizan cavidades a través restauraciones metal-cerámicas o total-cerámicas. La literatura es inequívoca al mencionar que el mejor método para unir a la porcelana está en, primero, poner áspera la superficie con un grabado ácido, luego, aplicar un agente acoplador (silano), seguido por la resina (Oh y col. 2003). Se han reportado resistencias adhesivas de 13 a 17 Mpa, generalmente, la falla es dentro de la porcelana (cohesiva), significando que la fuerza de unión interfacial excede la resistencia interna de la porcelana. (Knight y col. 2003) La unión a la porcelana fue desarrollada inicialmente como un método para reparar las coronas metal-cerámicas fracturadas. Las mejoras en la técnica permitieron que la reparación de las carillas o láminas de porcelana se convirtieran en un procedimiento clínico común. Los materiales cerámicos grabados forman una unión fuerte y durable con la resina (Kato y col. 1996). La unión micromecánica puede ser lograda produciendo una rugosidad en la superficie de la porcelana a través de fresas, aire abrasivo o con grabado con ácido hidrofúorídrico. Sin embargo, el grabado ácido es el método más eficaz (Aida y col. 1995, Stacey y col. 1993). El primero en introducir el grabado ácido de la porcelana fue Calamia (1983). La adhesión entre la resina y la porcelana se puede realzar con el uso de un agente acoplador-silano. El silano actúa como un tenso activador de baja tensión

superficial produciendo dobles enlaces con los grupos OH de la porcelana, formando una unión siloxano. En el otro extremo del silano, la molécula es un grupo de metacrilato que copolimeriza con la resina. El uso de un agente acoplador-silano con la porcelana fue descrito por Rochette (1973).

5.2a- Ácido hidrofluórico

El ácido hidrofluórico provee una mayor rugosidad superficial a la porcelana que el aire abrasivo o fresado. (Aida y col. 1995) Trabaja disolviendo las partículas de vidrio (leucíta) dentro de la porcelana. La mayor parte de las porcelanas usadas en restauraciones metal-cerámicas son las feldespáticas que contienen leucíta. Algunos materiales de cerámica, tales como las porcelanas de baja fusión, no contienen leucíta y no son grabadas eficientemente por el ácido hidrofluórico (Della Bona y col. 2000). Sin embargo, el ácido hidrofluórico es eficaz con la mayor parte de los materiales restaurativos cerámicos actuales (Hummel y col. 2004). El ácido hidrofluórico se proporciona generalmente en una jeringa con una concentración del 10%. Es muy importante seguir las instrucciones del fabricante, como el tiempo de uso, si es demasiado corta, produce un grabado inadecuado, mientras que si es demasiado larga puede hacer la porcelana frágil. (Barghi y col. 2000)

5.2b.- Silano

El silano actúa como un “agente acoplador” que realza la unión entre la resina y los materiales cerámicos. Es suministrado premezclado o en un sistema de dos botellas que se mezclan a la hora de usarlo. Se aplica a la superficial grabada y debe ser secado a fondo con aire (Shen y col. 2004). Una resina adhesiva de

viscosidad baja se coloca sobre la superficie y se polimeriza. De nuevo, es muy importante seguir las instrucciones del fabricante. El silano tiene una vida útil limitada. El almacenaje en el refrigerador ampliará su vida útil, pero debe ser utilizado en la temperatura ambiente (Eikenberg y col. 1996). El silano de dos botellas tiene la vida útil más larga. (Chadwick y col. 1998) El silano que obtenga la fecha de vencimiento o que contenga precipitados debe ser desechado (Eikenberg y col. 1996).

5.2c.- Aire Abrasivo

El aire abrasivo se recomienda para limpiar y proporcionar aspereza superficial al metal y a la porcelana. Varias compañías venden a los “micro-grabadores” para ser usados en el consultorio. Las partículas de óxido de aluminio se rocían sobre la superficie aproximadamente a 80 PSI. Se han demostrado que 50 μm producen una superficie más retentiva que 100 μm (Spohr y col 2003).

Los estudios de Stacey y col. (1993) indicaron que el aire abrasivo tiene un efecto insignificante sobre la resistencia adhesiva. Por lo que el grabado ácido y el uso de silano son los pasos más importantes.

5.2d.- Restauraciones Cosméticas

Cuando se restaura la cavidad de una corona, es un desafío producir un buen resultado cosmético. Muchas veces es difícil enmascarar el metal subyacente. Esto es particularmente cierto si la porcelana es delgada. Es frecuente observar el metal a través de la resina compuesta. El segundo desafío es emparejar las características ópticas de la porcelana, tanto para las coronas metal-cerámicas, como para las coronas total-cerámicas. La mayoría de los

composites son demasiado bajos en valor (demasiado gris y translúcido) para emparejar con eficacia la porcelana circundante.

Varios productos están disponibles para enmascarar el metal subyacente antes de que se coloque el compuesto restaurativo. La mayor parte de estas resinas compuestas contienen opacadores que pueden ser cubiertos con materiales compuestos más translúcidos. Varios compuestos están disponibles que son absolutamente opacos y trabajan bien al restaurar las cavidades en coronas metal-cerámicas. Las resinas pigmentadas se pueden utilizar para acentuar puntos y fisuras y así realzar el resultado cosmético.

5.3.- Adhesión al Metal

Al restaurar las cavidades de las coronas metal-cerámicas no es significativo restaurar la porción metálica, por lo que no hay un procedimiento generalizado. Sin embargo, para las coronas donde todo o una parte de la superficie oclusal es metálica, es deseable la adhesión. La adhesión al metal es obtenida por medios mecánicos. La aspereza superficial puede ser creada con una fresa o con aire abrasivo, lo cual proporciona retención micromecánica (Verzijden y col. 1992). También es posible lograr adhesión química con los metales que forman una capa del óxido (Knight y col. 1990). Varios estudios han demostrado que el estañado al metal realza la retención mecánica (Ayad y col. 1998, Barkmeier y col 2000). El cromado también trabaja bien (Inoue y col. 1992). Los dispositivos para realizar el enchapado, están disponibles y que puede ser utilizado intrabucalmente. Aunque es eficaz, este procedimiento nunca ha ganado popularidad. Los “primer” metálicos son una alternativa que realza la unión entre el metal y la resina. Se ha demostrado que son eficaces y no requieren

de ningún equipo especial (Watanabe y col. 2003). El silano no tiene ningún efecto sobre la unión metálica (Umemoto y col. 1995).

5.4.- Adhesión a la Dentina: Materiales Resinosos

La adhesión a la dentina con materiales resinosos es más complejo que la unión al esmalte o la porcelana. La dentina esta compuesta en volumen de aproximadamente 50% mineral inorgánico (hydroxiapatita), 30% de componentes orgánicos (sobre todo colágeno del tipo I) y 20% de agua (Mjor y col. 2001). El ambiente húmedo y la carencia relativa de una superficie mineralizada, proporcionan un impedimento para desarrollar materiales que se unan a la dentina. Las estrategias actuales para lograr adhesión dentinaria fueron descritas por Nakabayashi (1982). Sin embargo, sus ideas no fueron ampliamente aceptadas por muchos años. Nakabayashi demostró que la unión resinosa a la dentina se podía obtener aplicando un ácido a la superficie y así exponer la matriz de colágeno y los túbulos dentinarios, para luego aplicar un material resinoso hidrofílico (adhesivo compatible con el agua) a la superficie desmineralizada y posteriormente polimerizar el adhesivo in situ.

La matriz de colágeno y los túbulos dentinarios en menor grado, proporcionan la retención mecánica para el adhesivo. Aunque la unión no es tan durable y confiable como la unión al esmalte, se han llevado a cabo mejoras constantes y simplificación de procedimientos en la unión a la dentina. La mayoría de los estudios in Vitro, sobre adhesión a dentina son realizados sobre resistencia adhesiva, microfiltración o ambos. Al igual que en el esmalte, la resistencia adhesiva es reportada en Mpa. Dependiendo del método de la prueba usado, la resistencia adhesiva inicial se obtiene igual o más alta que la del esmalte

grabado. Sin embargo, la unión a la dentina no es tan durable o estable como la unión al esmalte. Se ha demostrado in Vitro (De Munck y col 2003, Hashimoto y col. 2003, Sano y col. 1999, Hashimoto y col. 2002, Takahashi y col. 2002, Armstrong y col 2003) e in Vivo (Hashimoto y col. 2000, Hashimoto y col. 2001) que la resistencia de unión disminuye con el tiempo y la función.

Por otro lado, para los clínicos la microfiltración es más importante que la resistencia adhesiva. Se ha demostrado que ningunos de los sistemas adhesivos actuales son capaces de prevenir la microfiltración a largo plazo (Fabianelli y col. 2003, Bouillaguet y col. 2004). A su vez, no hay una relación directa entre la resistencia adhesiva y el microfiltración (Hilton y col. 2004).

Los sistemas adhesivos dentinarios utilizan un ácido como paso inicial del proceso de unión, para quitar y penetrar la capa de desecho y desmineralizar la superficie dentinaria. La capa de desecho cubre la superficie dentinaria y consiste de colágeno, hidroxiapatita, bacterias y componentes salivales (Van Meerbeek y col. 2003).

5.4a.- Adhesivos de “Grabar y Lavar”

Según Van Meerbeek y col. (2003) la mayor parte de los sistemas adhesivos de “grabar y lavar”, utilizan un ácido fuerte como el ácido fosfórico del 30 al 40%. Cuando el ácido fosfórico se aplica a la dentina, la superficie se desmineraliza a una profundidad de 5 μm aproximadamente. El ácido se lava después de 15 segundos, quitando la capa de desecho y exponiendo la matriz de colágeno y los túbulos dentinarios, seguidamente se aplica un adhesivo hidrofílico (“Primer”) a la superficie para infiltrar la matriz de colágeno y los túbulos, el “Primer” contiene un material resinoso (HEMA) en un solvente

volátil, como alcohol o acetona, que llevan el material resinoso hidrofílico a la matriz del colágeno y a los túbulos dentinales. La superficie debe estar húmeda para que el “Primer” penetre con eficacia. Después de que el “Primer” está en su lugar una corriente de aire se utiliza para evaporar el solvente y para dejar incorporado el HEMA en la matriz del colágeno y en los túbulos dentinales. Posteriormente, se aplica un monómero resinoso hidrofóbico (Adhesivo-compuesto por BisGMA) y se polimeriza. El BisGMA se adhiere al HEMA infiltrado, formando así la “capa híbrida” o “zona de interdifusión” que consiste de resina (HEMA/BisGMA), matriz colágena y cristales de hidroxiapatita (Van Meerbeek y col. 2003). Uniendo materiales restaurativos hidrofóbicos a la dentina hidrofílica. El grabado excesivo produce baja resistencia adhesiva y creciente microfiltración (Hashimoto y col. 2002). Si el solvente no es eliminado, la unión tendrá una falla hidrolítica (Tay y col. 2002).

5.4b.- Adhesivos de “Autograbado”

La mayor parte de los adhesivos de “Autograbado” combinan el ácido con el primer. El Primer ácido se aplica a la superficie dentinaria y se seca con un chorro de aire, no se lava. Este disuelve la capa de desecho, penetra en ella y la incorporan en la “capa híbrida.” Luego se aplica un adhesivo resinoso y se polimeriza, posteriormente se coloca el material restaurativo.

Los adhesivos de “Autograbado” se pueden clasificar como “fuerte” o “agresivo” (pH <1), “moderado” (pH 1-2) o “suave” (pH >2) (Tay y col. 2001, Inoue y col. 2001). “Los sistemas “fuertes” forman una capa híbrida de 5 µm aproximadamente similar al ácido fosfórico, mientras que los sistemas “suaves” forman una capa híbrida de 1 µm aproximadamente (Tay y col. 2001, Inoue y

col. 2001) aunque, esta diferencia no tiene significación clínica (Inoue y col. 2001). Sin embargo, los sistemas “fuertes” producen un enlace superior al esmalte que los sistemas “débiles” (Van Meerbeek y col. 2003), particularmente en el esmalte no grabado (Pashley y col. 2001, Perdigao y col. 2003).

5.4c.- Adhesivos Autocurados y de Curado Dual

La penetración de la luz de curado se limita en el sistema radicular, por lo que se recomienda utilizar los adhesivos autocurados y de curado dual. Las resinas de curado dual contienen componentes que proporcionan la fotopolimerización rápida en esas áreas donde la luz de curado penetra con eficacia y una polimerización química más lenta en esas áreas donde no llega la luz. Por otro lado, una polimerización más lenta permite que el material fluya en la etapa de pre-gelificación, lo que proporciona una relajación de la tensión en la interfase resina/dentina producida por la contracción de la polimerización (Braga y col. 2002 y 2004). Las resinas Autocuradas tienen menos conversión de monómero a polímero que las resinas fotocuradas, lo que disminuye la tensión que produce la contracción de polimerización (Braga y col. 2002) a su vez, las burbujas de aire incorporadas en la resina durante el proceso de mezcla, proporcionan un mecanismo del alivio de tensión (Alster y col 1992) aumentando la superficie de resina que no se une a la dentina (Feilzer y col. 1989). Por supuesto, la resina y las burbujas de aire sin polimerizar tienen efectos negativos sobre las propiedades mecánicas y la estabilidad química de la resina. De la literatura restaurativa, se sabe que los sistemas adhesivos de autocurado tienen baja resistencia adhesiva cuando son utilizados con resinas compuestas autocuradas o de curado dual que no han sido activadas por la

luz. (Foxton y col. 2004, Cheong y col. 2003, Sanares y col. 2001, Tay y col. 2003, Asmussen y col 2003). No obstante esto varía en algunos productos (Kanno y col. 2004), y no es una ley universal (Foxton y col. 2005). La baja resistencia adhesiva de los materiales de autograbado también se ha divulgado con los postes adheridos (Goracci y col. 2005). Las resinas autocuradas contienen las aminas terciarias en el catalizador, que inician la reacción de polimerización y tienen una gran alcalinidad. La pérdida de resistencia adhesiva se produce cuando se utiliza un “Primer” ácido, porque el ácido residual neutraliza parcialmente las aminas alcalinas del componente autocurado del adhesivo o del sellador, haciendo menos eficaz el proceso químico de polimerización (Sanares y col. 2001, Tay y col. 2003). Las características buffer de la dentina ayudan a disminuir este efecto, especialmente con los “Primer” autograbados débiles. La resistencia adhesiva de los compuestos de curado dual es comparable a los compuestos fotocurados en las áreas donde la luz polimeriza con eficacia (Foxton y col. 2004), porque no son dependientes en las aminas básicas para la polimerización. El segundo problema con los sistemas adhesivos de autograbado cuando son utilizados con resinas fotocuradas o de curado dual es que ellas son altamente hidrofílicas y actúan como membranas permeables. En la polimerización química el proceso es lento, por ejemplo, la porción autocurada del sellador Epiphany tarda 30 minutos para polimerizarse en las áreas profundas (Nielsen y col. 2006). El tiempo de endurecimiento prolongado de las resinas autocuradas es beneficioso para el alivio de las tensiones, sin embargo, el tiempo prolongado permite la difusión de humedad de la dentina a través del “Primer” hidrofílico, creando ampollas de agua a lo

largo de la interfase de la resina de polimerización lenta. Esta contaminación húmeda reduce la resistencia adhesiva y facilita el ablandamiento de los componentes resinosos solubles en agua, lo cual, puede contribuir a dañar la unión (Tay y col. 2003, Tay y col. 2004, Chersoni y col. 2005). Este fenómeno ocurre in Vitro e in Vivo (Tay y col. 2004) y en dientes vitales así como en dientes endodónticamente tratados (Chersoni y col. 2005). Estos no ocurren en las áreas que son fotopolimerizadas (Foxton y col. 2003) o con los adhesivos de tres pasos o de “grabar y lavar” (Chersoni y col. 2005). La polimerización de una capa de resina sin relleno sobre el “Primer” ácido reduce los problemas de permeabilidad (Carvalho y col. 2004).

5.4d.- Generaciones de Sistemas Adhesivos Dentinarios

Muchos de los sistemas adhesivos de “Grabar y Lavar” requieren tres pasos (Grabado-Primer-Adhesivo) y se conocen como sistemas adhesivos de “4ta generación”. La “generación” de un adhesivo dentinario sigue el orden en la cual fueron desarrollados y cada “generación” utiliza diversos procedimientos de unión. Los sistemas adhesivos de “5ta generación” son de dos pasos primero se coloca un ácido para Grabar que luego de 10 segundos se Lava, seguido como segundo paso el uso de una combinación de Primer y Adhesivo, este paso requiere de por lo menos dos capas de primer-adhesivo. Éstos son referidos como sistemas adhesivos de una “sola botella”. Sin embargo. Los sistemas adhesivos de “6ta generación” utilizan un primer ácido (“Autograbado”) seguido por un adhesivo. Las generaciones 5ta y 6ta son generalmente procedimientos de dos etapas, mientras que los sistemas adhesivos de 7ma generación combinan todo (ácido-primer-adhesivo) en un

solo paso. Muchos de los productos de “autograbado” requieren pocos pasos, menos tiempo de trabajo y una técnica menos sensible que los productos de “grabar y lavar” (Van Meerbeek y col. 2003). Sin embargo, todavía hay muchas dudas sobre estos sistemas, por ejemplo los efectos de incorporar cristales de hidroxiapatita y capa de desecho parcialmente disuelta en la capa híbrida. Así como también la incertidumbre de cuánto solvente permanece sin evaporarse. Actualmente no hay estudios clínicos de largo plazo con los sistemas adhesivos de “autograbado”, porque son relativamente nuevos.

Los sistemas adhesivos de tres paso funcionan mejor en pruebas in Vitro que los sistemas adhesivos que combinan los pasos (Van Meerbeek y col. 2003, Fabianelli y col. 2003, De Munck y col. 2003, Armstrong y col. 2003, Inoue y col. 2001, Tay y col. 2003), aunque, la adhesión y las diferencias disminuyen con tiempo (De Munck y col. 2003, Armstrong y col. 2003). Los sistemas adhesivos de “autograbado” son menos eficaces que los sistemas de “grabar y lavar” para trabajar sobre dentina esclerótica y dentina afectada por caries (Yoshiyama y col. 2003, Tay y col. 2004). Los adhesivos de un solo paso (7ma generación) son una adición bastante reciente al mercado. En la actualidad, producen resistencias adhesivas constantemente más bajas in Vitro que los otros sistemas adhesivos (Van Meerbeek y col. 2003, Armstrong y col. 2003, Inoue y col. 2001, Bouillaguet y col. 2001) y no son compatibles con resinas compuestas de autocurados y de curado dual (Cheong y col. 2003).

5.4e.- Adhesión en ambiente Húmedo

La mayoría de los sistemas adhesivos trabajan en ambiente húmedo. Si la superficie grabada de dentina se seca excesivamente, la matriz del colágeno

se colapsa e impide la infiltración eficaz del “primer”. Teniendo como resultado una resistencia de unión baja y excesiva microfiltración (Perdigao y col. 1999, Ferrari y col. 2003, Van Meerbeek y col. 1998). La humedad excesiva tiene efectos negativos similares sobre la adhesión (Ferrari y col. 2003, Van Meerbeek y col. 1998). Un método eficaz para proporcionar la cantidad apropiada de humedad es secar la superficie con una torunda de algodón y después rehumedecer la dentina con una esponja húmeda. (Perdigao y col. 1999, Ritter y col. 2000).

5.5.- Adhesión a la Dentina: Cementos de Ionómero de Vidrio tradicionales

Los cementos de Ionómero de vidrio tradicionales están compuestos de alúmina, sílice y ácido polialkenoico y son materiales de autofraguado. La mayoría de los cementos de Ionómero de vidrio liberan fluoruros por un periodo de tiempo después de la colocación inicial. Son los únicos materiales restaurativos que proporcionan una unión química a la estructura del diente (Inoue y col. 2001), formando un enlace iónico con la hidroxiapatita de la dentina superficial (Yoshida y col. 2000) también obtienen retención mecánica de las microporosidades en la hidroxiapatita (Yip y col. 2001). Los Ionómeros forman resistencias adhesivas iniciales más bajas que las resinas, por el orden de 8 Mpa. Pero a diferencia de las resinas forman una unión “dinámica”, ya que, cuando se tensiona la interfase, muchas uniones se rompen, sin embargo, se forman nuevos enlaces. Éste es uno de los factores que permiten que los cementos de Ionómero tengan tanto éxito clínico, a pesar de presentar una resistencia adhesiva relativamente baja. Otras ventajas son la baja contracción

de endurecimiento o fraguado, un coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dental y propiedades antimicrobianas (Pérez y col. 2003).

Al colocar un cementos de Ionómero, se limpia la superficie dental y después se trata con un ácido débil como el ácido polimaleico (Inoue y col. 2001). El ácido quita los residuos de la superficie dentinaria, elimina la capa de desecho y, expone en los cristales de hidroxapatita, creando micro porosidades para lograr retención mecánica (Inoue y col. 2001, Yip y col. 2001). Los cementos de Ionómero presentan una unión iónica a la hidroxapatita, por lo que los ácidos fuertes deben ser evitados ya que causan la eliminación casi total del mineral de la dentina superficial (Van Meerbeek y col. 1996). Los cementos de Ionómero tradicionales no son ampliamente utilizados para los procedimientos clínicos porque trabajan lentamente y deben ser protegidos contra la humedad y la deshidratación durante el tiempo de trabajo, que en muchos casos no se completa hasta las 24 H. Son también relativamente débiles y generalmente no son tan estéticos como otros materiales restaurativos.

5.6.- Adhesión a Dentina: Ionómeros de Vidrio modificados con resina

Los Ionómeros de Vidrio modificados con resina (RMGI) fueron desarrollados para superar algunas características indeseables de los cementos Ionómeros de vidrio tradicionales. Los materiales de RMGI contienen cemento de Ionómero, al cual se agrega resina fotocurada. El propósito de la resina es permitir la foto polimerización inmediata después que se coloque el material. La resina a su vez protege al RMGI contra la deshidratación y mejora las propiedades físicas, mecánicas y ópticas. Los materiales de RMGI utilizan

procedimientos de unión similares a los cementos de Ionómero tradicionales y no requieren de un agente de unión a la dentina. (Inoue y col. 2001)

5.7.- Adhesión a Dentina: Materiales utilizados en Endodoncia

5.7a.- Eugenol:

En endodoncia, los materiales selladores y de obturación provisional que contienen eugenol son ampliamente utilizados. El eugenol es una de muchas sustancias que pueden limitar la reacción de polimerización de las resinas (Macchi y col. 1992) y pueden interferir con la adhesión (Nghoh y col. 2001). Si el procedimiento adhesivo está planificado para una superficie dentinaria contaminada con eugenol, son necesarios pasos clínicos adicionales para reducir al mínimo los efectos del eugenol. La superficie se debe limpiar con alcohol o un detergente para quitar las muestras visibles de sellador. Muchos cementos temporales, contienen eugenol y dejan una capa de desecho aceitosa que se debe quitar antes de los procedimientos de unión (Woody y col. 1992, Watanabe y col. 1997). El aire abrasivo es un método eficaz para limpiar la superficie dentinaria. Una vez que es limpia, la dentina debe ser grabada con un ácido, como el ácido fosfórico y se lava. El ácido desmineraliza la dentina superficial a una profundidad de 5 μm y elimina la capa contaminada con eugenol. Varios estudios han demostrado que el procedimiento de “grabar y lavar” (adhesivos de tres pasos) permite una unión eficaz a la dentina superficial contaminada con eugenol (Wolanek y col. 2001), porque los sistemas de “autograbado” incorporan la capa de desecho rica en eugenol a la capa híbrida. El eugenol no tiene ningún efecto sobre los cementos de Ionómero de vidrio (Capurro y col. 1993).

5.7b.- Hipoclorito de sodio

El hipoclorito de sodio es de uso común como irrigante endodóntico debido a sus propiedades antimicrobianas y disolución de los tejidos. Causa alteración del metabolismo celular y destrucción de los fosfolípidos. Tiene acción oxidativa que producen desactivación de enzimas bacterianas originando la degradación de lípidos y ácidos grasos (Estrela y col. 2002).

Varios estudios han demostrado que la dentina que se ha expuesto al hipoclorito de sodio presenta una resistencia adhesiva inferior que la dentina no expuesta (Morris y col. 2001, Ari y col. 2003, Erdemir y col. 2004). Un estudio reportó una resistencia adhesiva de sólo 8.5 Mpa (Lai y col. 2001). También fue divulgado microfiltración creciente (Yiu y col. 2001). Este fenómeno ocurre probablemente porque el hipoclorito de sodio es un oxidante que deja una capa rica en oxígeno en la dentina superficial. El oxígeno es otra sustancia que inhibe la polimerización de las resinas (Rueggeberg y col. 1990). Morris y col (2001) demostraron que el uso de reductores como el ácido ascórbico o del ascorbato sódico ambos al 10%, invierten los efectos del hipoclorito de sodio y restauran la resistencia adhesiva a niveles normales. Lai y col. (2001) y Yiu y col. (2001) divulgaron resultados similares. Los futuros productos adhesivos para uso endodóntico deben contener un reductor para invertir los efectos del hipoclorito de sodio. Los irrigantes que no produzcan oxidación también solucionarían este problema. También se ha demostrado que el hipoclorito de sodio y el EDTA reducen la resistencia tensional y la microdureza de la dentina (Fuentes y col. 2004).

5.7c.- Otros materiales

El peróxido de hidrógeno deja una superficie rica en oxígeno que inhibe la unión (Erdemir y col. 2004). Una resistencia adhesiva reducida fue demostrada después del uso de RC prep (Premier) (Ari y col. 2003). El agua activada electroquímicamente ha ganado popularidad como solución irrigante, sin embargo, reduce la resistencia adhesiva porque contiene el mismo ingrediente activo que el hipoclorito de sodio, es decir, ácido hipocloroso (Marais y col. 2001). No se ha reportado ninguna pérdida de resistencia adhesiva con la irrigación de clorhexidina (Erdemir y col. 2004) o en la colocación de ionómeros de vidrio modificados con resina (Cunningham y col 1997). El detector de caries no afectó la resistencia adhesiva de la resina (Kazemi y col. 2002), pero el cloroformo dio lugar a pérdida significativa de resistencia adhesiva (Erdemir y col. 2004).

5.8.- Limitaciones en la adhesión a la dentina

De la literatura restaurativa, se sabe que los materiales de adhesión a la dentina son ampliamente utilizados, pero tienen limitaciones. Muchas de las limitaciones se relacionan con la contracción de polimerización. Cuando la materia prima de la resina, polimeriza, las moléculas individuales del monómero se ensamblan en forma de cadenas que contraen, mientras las cadenas crecen y se entrelazan, la masa experimenta una contracción volumétrica (Feilzer y col. 1988). Esta contracción está en el orden del 2 al 7%, dependiendo del volumen ocupado por las partículas de relleno y el método de prueba (Labella y col. 1999). La tensión producida por la contracción de polimerización a menudo excede la resistencia adhesiva, desalojando el

adhesivo de la dentina, formando espacios o boquetes a lo largo de la superficie (Feilzer y col. 1988, Braga y col. 2002). La separación ocurre a menudo dentro de la capa híbrida, pero puede ocurrir en otras áreas. (De Munck y col. 2005). Las resinas en capas delgadas generan fuerzas muy altas de contracción de polimerización (Alster y col. 1997).

El sistema radicular tiene una geometría desfavorable para la adhesión resinosa (Tay y col. 2005). El factor de configuración o Factor C, es el cociente entre las superficies unidas y las superficies libre (Carvalho y col. 1996), es usado frecuentemente como medida cuantitativa en la geometría de la preparación cavitaria para la adhesión. Cuanto mayor es el porcentaje de superficies libres, menor es la tensión que se imprime en las superficies unidas durante la contracción de la polimerización. Las superficies libres permiten la deformación o flujo plástico dentro de la masa de resina unida a la dentina durante la polimerización (Carvalho y col. 1996, Davidson y col. 1984). Por ejemplo, una preparación de cavidad clase V, tiene una geometría favorable con un cociente de aproximadamente 1: 1, es decir, no hay paredes opuestas de manera directa y aproximadamente la mitad de la superficie de la resina esta libre. En el sistema radicular, el cociente puede ser de 100:1. Virtualmente cada pared de dentina tiene una pared opuesta con mínimas superficies libres, es decir, muchas paredes unidas y opuestas directamente y una superficie libre (Carvalho y col. 1996). Cualquier cociente mayor que 3:1 se considera desfavorable para la adhesión (Yoshikawa y col. 1999). Debido a esta geometría desfavorable, no es posible alcanzar un bloque libre de espacios, sugerido en alguna información comercial. Los espacios están virtualmente

presentes siempre en restauraciones adheridas en odontología restauradora (Hannig y col. 2001), materiales obturadores (Tay y col. 2005) y postes adheridos (Goracci y col. 2005, Pirani y col. 2005), la formación de espacios aumenta con el tiempo (Roulet 1994).

Otra limitación de la unión a la dentina es el deterioro progresivo de la adhesión con el tiempo. Éste es un proceso que está bien documentado *in Vitro* (De Munck y col. 2003, Armstrong y col. 2004, Shirai y col. 2005, De Munck y col. 2005, Hashimoto y col. 2000, 2001 y 2002, Armstrong y col. 2004, De Oliveira y col. 2005, Frankenberger y col. 2003) e *in Vivo* (Hashimoto y col. 2000 y 2001). La pérdida de resistencia adhesiva es primero perceptible en el laboratorio a los 3 meses (De Munck y col. 2005). La microfiltración interfacial aumenta mientras la unión se degrada (Okuda y col. 2001 y 2002). Se ha demostrado que las tensiones funcionales contribuyen a la degradación de la unión resinosa en la odontología restauradora (De Munck y col. 2005, Frankenberger y col. 2005). Esto también se produce en el sistema radicular donde las fuerzas de torsión y de flexión tensionan la interfase dentina/resina varias veces durante la función y la parafunción. La tensión constante microfractura y agrieta la resina (capa híbrida) (De Munck y col. 2005). La resina sin polimerizar también contribuye a dañar la unión (De Munck y col. 2005). Los adhesivos de tres pasos o de "grabar y lavar" exhiben menos degradación que los otros adhesivos (De Munck y col. 2005, Frankenberger y col. 2003 y 2004). Para que los estudios sean relevantes clínicamente, las publicaciones sobre adhesión deben divulgar resultados mayores de 3 meses. Para los estudios *in*

Vitro, se deben utilizar algunos métodos de estimulación de fuerzas funcionales.

Uno de los factores más importantes en la resistencia y la estabilidad de la unión resina/dentina es la completa infiltración de la resina en la dentina desmineralizada. Si la resina no infiltra totalmente, el movimiento de fluido dentinario entre la capa híbrida y la dentina no infiltrada apresura la degradación de la unión (De Munck y col. 2005, Pashley y col. 2004, Sano y col. 1995, Suppa y col. 2005). El ingreso de agua puede causar hidrólisis y plastificación de los componentes de la resina. La Plastificación es un proceso en el cual los líquidos son absorbidos por las resinas, expandiéndolas, dando como resultado la degradación de las propiedades mecánicas (De Munck y col. 2005). La hidrólisis puede romper las uniones covalentes entre las fibras colágenas y los polímeros de la resina (Hashimoto y col. 2000). Este proceso es realizado por las enzimas bacterianas (Santerre y col. 2001) y la dentina misma (Pashley y col. 2004). Los productos de la descomposición difunden del área interfacial, debilitando la unión y permitiendo el ingreso de más líquido. Se creó que la degradación del colágeno puede ocurrir por vía interna, a causa de las metaloproteinasas (MMPs) derivadas de la matriz presente en la dentina y que son arrojadas lentamente por cierto tiempo (Pashley y col. 2004). Las MMPs también son segregadas por las bacterias, junto con otras enzimas (Pashley y col. 2004), sin embargo, no es necesaria la presencia de bacterias para que ocurra la degradación del colágeno (Pashley y col. 2004). Es importante hacer notar que la clorhexidina es un inhibidor de las MMPs y que puede detener la degradación de la capa híbrida in Vivo (Hebling y col. 2005).

Es posible que los sistemas adhesivos en un futuro incorporen inhibidores de MMPs.

Los sistemas adhesivos más eficaces desmineralizan la dentina a una profundidad apropiada y después infiltran la profundidad de la desmineralización completamente (Hashimoto y col. 2000). El grabado ácido prolongado puede crear una zona desmineralizada demasiado profunda para la infiltración eficaz del adhesivo (Hashimoto y col. 2000, Pioch y col. 1998, Van Landuyt y col. 2006), dando como resultado una degradación acelerada y una unión más débil. Una zona desmineralizada cerca de 10 μm fue encontrada cuando fue utilizada una impregnación de MTAD zinc minutos antes del procedimiento adhesivo (Tay y col. 2006), dando como resultado la infiltración incompleta del adhesivo. La eficacia de la desmineralización/infiltración varía con cada sistema adhesivo ayudando a explicar la gran diversidad de reportes en la literatura.

Asimismo, la adhesión eficaz a la dentina requiere de una superficie que esté libre de desechos y de remanentes pulpares. Los estudios han demostrado que partes significativas de las paredes del canal radicular no son tocadas por los instrumentos endodónticos en el proceso de preparación (Peters y col 2004), por lo que los irrigantes no son eficaces en esas áreas sin preparación (Nair y col. 2005). El hidróxido de calcio muchas veces se coloca en el sistema radicular entre citas por sus propiedades antimicrobianas y otros efectos deseables. Sin embargo, no es posible quitar todo el hidróxido de calcio del sistema radicular antes de la obturación (Sevimay y col. 2004, Kim y col.2002). Se han expresado preocupaciones por la pasta residual de hidróxido de calcio,

ya que podría prevenir la adhesión eficaz en algunas áreas y puede actuar como barrera física, por su gran alcalinidad puede neutralizar el “Primer” ácido de los adhesivos “autograbados”. Un artículo reciente de Wang y col (2004) no divulgó ninguna diferencia sobre microfiltración con el uso del sellador Resilon en los dientes estudiados con y sin el uso de hidróxido de calcio como preparación intermedia, sin embargo, más investigación es necesaria para confirmar esos resultados. Algunos clínicos utilizan alcohol como lavado final para ayudar al secado de los canales. La mayoría de los sistemas adhesivos dentinarios necesitan humedad para ser eficaz en la dentina superficial (Van Meerbeek y col. 2003), por lo que un lavado final con alcohol no se recomienda cuando se va a utilizar un sellador adhesivo resinoso.

5.9.- ¿Es importante eliminar la Capa de Desecho?

Se ha demostrado que la eliminación de la capa de desecho aumenta la resistencia adhesiva a la dentina para los Ionómeros de vidrio (De Munck y col 2004, Weiger y col. 1995) y los materiales resinosos no adheridos (Eldeniz y col. 2005), aunque la resistencia adhesiva es baja para ambos (Weiger y col. 1995, (Eldeniz y col. 2005), A su vez se informó que la eliminación de la capa de desecho reduce la microfiltración para la mayoría de los selladores (Khayat y col. 2005, Economides y col. 2004, Cobankara y col. 2002). El EDTA se ha utilizado durante muchos años por los endodóncistas para esta función (Goldman y col. 1982). Los ácidos trabajan igualmente bien, teniendo cuidado de no sobre tratar la superficie dentinaria (Eldeniz y col. 2005). La eliminación de la capa de desecho tiene una ventaja adicional en dientes infectados ya que las bacterias son uno de sus componentes.

5.10.- ¿La adhesión en la Dentina Radicular es diferente?

Varios investigadores han estudiado la composición y la estructura de la dentina radicular y encontraron diferencias de menor importancia con la dentina coronal. En el tercio apical de la raíz, hay pocos túbulos dentinales (Mjor y col. 2001, Ferrari y col. 2000, Mannocci y col. 2004) y por lo tanto, menos resina infiltrada en los túbulos (Tag) durante los procedimientos de adhesión (Ferrari y col. 2000, Bitter y col. 2004). Potencialmente esto es una ventaja ya que los materiales adhesivos se pueden aplicar con eficacia en la dentina íntertubular para una mejor hibridización (Ferrari y col. 2000). Según lo indicado previamente, los tag de resina tienen una contribución de menor importancia en la resistencia adhesiva (Pereira y col. 1999, Gwinnett y col. 1993). En algunas áreas apicales la dentina es irregular y esta desprovista de túbulos (Mjor y col. 2001). Después de los procedimientos de adhesión, la capa híbrida fue encontrada más fina en las áreas apicales por algunos autores (Ferrari y col. 2000, Yoshiyama y col. 1998) pero otros no encontraron ninguna diferencia (Bitter y col 2004, Mannocci y col. 1998). Los resultados varían dependiendo del producto usado (Bitter y col 2004). Estas diferencias parecen ser de poca importancia porque no se ha demostrado que el espesor de la capa híbrida influya en la capacidad adhesiva (Inoue y col. 2001, Prati y col 1998, Tay y col. 2000). Algunos autores han divulgado una resistencia adhesiva más alta en la dentina del tercio apical (Mannocci y col. 2004, Muniz y col. 2005), otros han divulgado una resistencia adhesiva más baja (Bouillaguet y col. 2003, Mallmann y col. 2005), y otros han publicado pocas diferencias (Mannocci y col. 1998, Aksornmuang y col. 2004, Foxton y col. 2003). Los resultados varían

dependiendo del sistema adhesivo usado (Yoshiyama y col. 1998, Mannocci y col. 1998, Foxton y col. 2005, Kanno y col.2004). Dos estudios reportaron una resistencia adhesiva más alta en la cámara pulpar del tercio cervical (Lopes y col. 2004, Mannocci y col. 2001). La alta resistencia adhesiva inicial (MPa 23.5) es realizable en la dentina radicular (Yoshiyama y col. 1998) y, son comparables a las divulgadas en la dentina coronal. Un artículo reciente divulgó que la dentina radicular en el tercio apical es esclerótica y que los túbulos se llenan de minerales que se asemejan a los de la dentina peritubular. Este proceso comienza en la tercera década de la vida y progresa en dirección apico-coronal (Paque y col. 2006). En este punto, se puede inferir que no hay impedimentos estructurales o de composición para lograr una unión estable a la dentina radicular.

5.11.- ¿Es diferente el Ambiente Endodóntico para la adhesión?

Además de la geometría desfavorable, como fue discutida previamente, hay otros factores que hacen de la adhesión en el sistema radicular un desafío.

En los sitios más profundos del sistema radicular, la ejecución de los pasos para lograr adhesión es problemática. El uso uniforme de un "Primer" o de un adhesivo en el tercio apical es difícil, en el mejor de los casos el "Primer" puede ser aplicado correctamente. Una vez que el "Primer" es aplicado, el solvente volátil debe ser evaporado. Esto también puede ser incierto en el tercio apical. Se debe seguir las recomendaciones del fabricante y usar puntas de papel absorbentes para secar el "Primer", lo cual no es una tarea eficaz. Si el solvente es acetona o alcohol no se quita totalmente, lo cual, afecta la adhesión. Por otro lado, no es beneficioso, soplar con aire el tercio apical. (Tay

y col. 2002). Un estudio in Vitro de Bouillaguet y col (2003) reportó baja resistencia adhesiva de los postes cuando fueron adheridos al sistema radicular, que las alcanzadas en muestras preparadas de dentina radicular. Estos resultados no son sorprendentes por las razones discutidas previamente. Métodos más eficaces se deben desarrollar para colocar el ácido y el “Primer” y para quitar el solvente volátil profundamente en el sistema radicular. En dientes con anatomía pequeña y compleja, esto es complicado.

Es una preocupación el contacto entre los componentes de los materiales adhesivos y los tejidos apicales. Los efectos que puedan producir un exceso de solventes como la acetona, resinas sin polimerizar o HEMA son desconocidos

5.12.- Esfuerzos para superar los problemas con los adhesivos resinosos

Para que los materiales adhesivos sean eficaces en la profundidad del sistema radicular, son necesarios nuevos e innovadores métodos de colocación. Los experimentos están en curso con microcepillos y micropipetas para llevar los “Primer” ácidos al tercio apical. Igualmente, la microsucción puede ser la respuesta para quitar del tercio apical los componentes volátiles del “Primer” como la acetona. Se deben superar los problemas asociados al hipoclorito de sodio para que los adhesivos puedan ser eficaces en el sistema radicular. El uso de reductores, como los discutidos previamente, es una solución posible, los irrigantes no oxidantes eliminarían este problema. Los problemas que presentaron los materiales de “autocurados” y los de curado dual deben ser tratados. El uso de sistemas adhesivos de tres pasos o “grabar y lavar” eliminan la mayor parte de los problemas si pueden ser colocados con eficacia. Si se utiliza un “Primer” de “autograbado” que utiliza ácidos débiles, ofrecen

mayor ventaja porque el ácido residual es neutralizado con más eficacia por el efecto buffer de la dentina que los “Primer” fuertes de “autograbado”. El problema de la permeabilidad a la humedad puede ser superado con sistemas adhesivos menos hidrofílicos para permitir la polimerización del sellador sin la presencia de humedad. Con los materiales actuales, éstas son las variables que necesitan ser manipuladas para optimizar la adhesión en el sistema radicular. La contracción de polimerización es la mayor parte del problema, el desarrollo de los materiales obturadores libres de contracción es una manera para lograr un sellado más eficaz. Desde los años 80 la investigación ha estado en curso para desarrollar compuestos restaurativos libres de contracción (Eick y col. 1993, Stansbury y col. 2005, Ferracane 1995). Las resinas libre de contracción permitirán que la unión del adhesivo se realice sin tensión y evitara la necesidad de una alta resistencia adhesiva. Incluso después de años de investigación en las resinas libre de contracción, ningún material ha salido al mercado. Sin embargo, como las demandas físicas en los materiales obturadores son menores que en los materiales restaurativos, el desarrollo de materiales obturadores resinosos libres de contracción puede ser más realizable. Una pequeña cantidad de expansión de fraguado, de hecho, realzaría las características de sellado del material. El material obturador ideal sería auto-adhesivo, eliminando la necesidad de utilizar un sistema adhesivo y sus problemas asociados. Los ionómeros de vidrio son los únicos materiales autos-adhesivo actualmente disponibles en odontología, pero hasta ahora, carecen de las características deseables para ser un material obturador.

6.- Materiales Restaurativos:

6.1.- Aleación de amalgama

La aleación de amalgama de plata es la opción más común para restaurar las cavidades en las coronas metálicas (Trautmann y col. 2000). La técnica clínica es simple, con pocos pasos y proporciona una restauración durable. A menudo se recomienda la “adhesión a la amalgama” (Howdle y col. 2002), en la cuál se coloca un adhesivo en las paredes de la cavidad antes de la condensación de la aleación de amalgama. El adhesivo proporciona un sellado inmediato. Cuando la aleación de amalgama se utiliza sin adhesivo, inicialmente se filtra, pero con el tiempo sella por si misma debido a los productos de corrosión que se forman en la interfase de la amalgama con la estructura dental u otros materiales restaurativos (Guthrom y col. 1983). Una estrategia a utilizar con la aleación de amalgama, que ofrece ventajas teóricas, es sellar solamente el piso y los orificios del compartimiento con el adhesivo, para proporcionar protección inicial al sistema del conducto radicular contra la contaminación. Con el tiempo la restauración de amalgama corroerá en la interfase de otras áreas, proporcionando un sellado más durable que el producido por las resinas. Hay una ventaja teórica al usar aleaciones de formas mixtas sobre las aleaciones esféricas. Las aleaciones mixtas refieren a una mezcla de partículas de formas diferentes, las cuales tienen una expansión de fraguado leve que ayuda a reducir la filtración (Craig y col. 1998), mientras que las aleaciones esféricas contraen levemente mientras fraguan (Craig y col. 1998).

6.2.- Resinas compuestas

Las resinas compuestas son la opción más común para restaurar cavidades en restauraciones de cerámica (Trautmann y col. 2000). Ellas se pueden unir a la estructura del diente y a la mayoría de los materiales restaurativos y a su vez, pueden proporcionar buen color y alto pulido superficial. Los materiales compuestos pueden mantenerse por mucho tiempo unidos al esmalte dental y en un futuro próximo a la estructura radicular (Teixeira y col. 2004). Las limitaciones de la resina compuesta como material restaurativo se relacionan sobre todo con la contracción de polimerización, que está en el orden del 2 al 6% (Carvalho y col 1996, Labella y col. 1999), mientras menos relleno tengan (como en las resinas compuestas “fluidas”) más contracción se produce (Labella y col. 1999, Braga y col. 2004). La contracción de polimerización causa tensiones en la unión adhesiva produciendo a menudo espacios, vacíos o huecos en la interfase (Carvalho y col 1996). Un estudio publicó, que el porcentaje de espacios in Vivo era de 14 al 54% (Hannig y col.2001). La pérdida de la adhesión dentinaria acelera el deterioro marginal de las restauraciones de resinas compuestas (Van Meerbeek y col 1998).

Los materiales restaurativos compuestos vienen en varias formas: fotocurados, autocurados (Química) y de curado dual. Los materiales fotocurados consisten en una pasta única cuya polimerización se inicia con una luz de curado azul. Los materiales autocurados consisten en dos pastas que se mezclen para iniciar la polimerización. Los materiales de curado dual también consisten en dos pastas que se mezclen para iniciar la polimerización, pero a su vez pueden ser activadas por la luz azul, estos materiales tienen la ventaja de producir una

rápida polimerización en las áreas irradiadas por la luz de curado y una polimerización química en las áreas que la luz no puede alcanzar. Los materiales de fotocurado se polimerizan en cuestión de segundos y tienen generalmente mejores propiedades físicas, sin embargo, debido a la rápida polimerización, tienden a tensionar la interfase entre el enlace adhesivo y la estructura dental más que la lenta polimerización de los compuestos autocurados (Braga y col. 2004). La tensión es a veces tan grande que los materiales restaurativos se desalojan de la interfase (Carvalho y col 1996, Yoshikawa y col. 1999). Por ejemplo, en restauraciones clase V, tienden a despegarse en la interfase con el cemento, en el cual se forma una unión más débil que en el esmalte (Fabianelli y col. 2004). La mayoría de las lámparas de fotocurado pueden polimerizar con eficacia un espesor de 2 a 3 milímetros de material compuesto, las cavidades se deben llenar de manera incremental, una tarea que consume tiempo y es aburrida. Una cavidad puede requerir de 3 a 5 incrementos, porque la luz de curado pierde intensidad con la distancia, la intensidad de la luz puede ser baja en el piso de la cavidad en una corona. Además, es probable que no todas las áreas dentro de la cavidad se puedan irradiar, debido a socavados o a la dificultad en la obtención del ángulo apropiado con la luz. Los materiales de autocurado pueden ser colocados en bloque, porque no requieren de la presencia de luz de curado, estas resinas se polimerizan más lentamente que los materiales de fotocurado, permitiendo que el material fluya durante la contracción de la polimerización, poniendo menos tensión en la unión del adhesivo (Carvalho y col 1996, Braga y col. 2004). Igual

ocurre con los materiales de curado dual en las áreas que no son irradiadas por la luz de curado.

El problema con la contracción de la polimerización se amplifica en las cavidades grandes y profundas, debido al factor C o factor de configuración (Carvalho y col 1996, Braga y col. 2004). El factor C refiere al cociente entre las superficies unidas y las superficies libres. Cuanto más alto es el factor C, mayor es la tensión de contracción de polimerización en las paredes de la cavidad (Carvalho y col 1996). Las restauraciones con el factor C más alto que 3:1, es decir, tres paredes unidas y una pared libre, como una restauración clase V, se consideran de riesgo para la desunión y la microfiltración (Yoshikawa y col. 1999). En una restauración clase IV, el cociente puede ser 1:1. En una cavidad grande, el factor C puede ser 6:1 o aún 10:1. En un sistema de conducto radicular obturado con un material adhesivo, puede ser de 100:1 (Carvalho y col 1996). La técnica de relleno incremental con las resinas compuestas fotocurados supera parcialmente el problema del factor C. El relleno incremental es posible porque el oxígeno atmosférico previene la polimerización completa en la superficie de la resina. Esta superficie aceitosa se refiere como "la capa inhibida de oxígeno" (Rueggeberg y col. 1990). Debido a la capa superficial no polimerizada, los incrementos adicionales pueden ser agregados y polimerizados, formándose una unión química fuerte entre los incrementos (Rueggeberg y col. 1990). El relleno incremental permite la polimerización completa de cada incremento y disminuye la tensión de la contracción de la polimerización (Lutz y col. 1986, Kuroe y col. 2003). Otra estrategia para disminuir los efectos del factor C es utilizar los materiales de

autocurado que contraen lento y fluyen durante la polimerización, reduciendo así la tensión (Barkhordar y col 1997, Braga y col. 2004). Si ocurre contaminación con sangre o saliva durante el relleno incremental, la unión entre los incrementos se puede dañar. Sin embargo, si se lava y se seca la superficie y luego se coloca un adhesivo dentinario, no se presenta ninguna pérdida de resistencia adhesiva (Eiriksson y col. 2004).

6.3.- Cementos de Ionómeros de Vidrio y Materiales de Ionómeros de Vidrio modificados con Resina (RMGI)

Los cementos de ionómeros de vidrio tradicionales son de auto fraguado (reacción ácido-básica) y tienen una contracción muy pequeña. La mayoría de los materiales de RMGI son de curado dual, porque se le agrega resinas exhibiendo cierta contracción de polimerización, aunque menos que las resinas compuestas. Ambos tipos de ionómeros son útiles para rellenar las cavidades en bloque. Aunque ambos se unen a la estructura dental, la resistencia adhesiva es muy baja para proporcionar un efecto adhesivo significativo (Johnson y col. 2000).

6.4.- Materiales Incompatibles

Se ha demostrado que los sistemas adhesivos de “autograbado” producen baja resistencia adhesiva cuando son utilizados con resinas compuestas autocuradas y composites de curado dual que no han sido activados por la luz (Cheong y col. 2003, Sanares y col. 2001, Tay y col. 2003a, Foxton y col. 2003, Asmussen y col. 2003). Esto es debido en parte al ácido residual en la dentina superficial. Los compuestos de autocurado contienen las aminas terciarias en el catalizador que inician la reacción de polimerización y tienen una gran

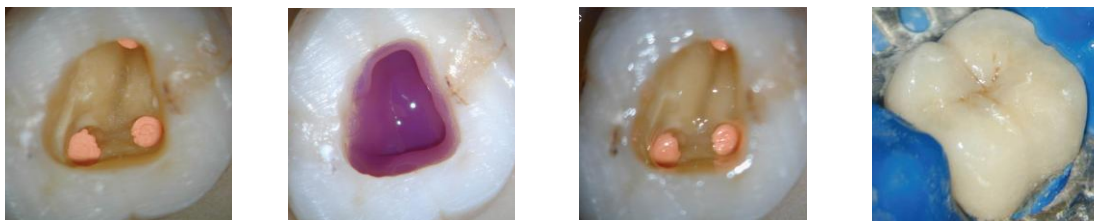
alcalinidad. La pérdida de resistencia adhesiva resulta porque el ácido residual del “primer” ácido inhibe las aminas básicas, dando como resultado una polimerización incompleta en la interfase entre el adhesivo y el material restaurativo (Sanares y col. 2001, Tay y col. 2003a y 2003b). Los composites de curado dual exhiben resistencia adhesiva comparable a los composites fotocurados en las áreas que la luz penetra con eficacia, porque no son dependientes de las aminas básicas. (Foxton y col. 2003) Un estudio reportó una resistencia adhesiva más baja con las resinas compuestas autocuradas que con las fotocuradas al utilizar adhesivos de “grabar y lavar” así como con los adhesivos de “una botella” (5ta generación) (Swift y col. 2001). Otro problema con muchos de los sistemas adhesivos de “autograbado” es que actúan como membranas permeables. Esto es un inconveniente cuando se utilizan materiales restaurativos que se polimerizan lentamente. Una capa adhesiva permeable permite la penetración de humedad de la dentina a la interfase con el material restaurativo, que es hidrofóbico (Tay y col. 2003, Tay y col. 2003b). La penetración de humedad puede dar lugar a un fenómeno conocido en química polimérica como “polimerización emulsiva” en la cuál una pobre adaptación entre el adhesivo y el material restaurativo (Tay y col. 2003). La humedad en la interfase probablemente también contribuye a la degradación de la unión en un corto plazo (Tay y col. 2003)

7.- Estrategias clínicas

7.1.- Restauración de cavidades con Material Estético (Fig. Nº 2 a la 5)

Las resinas compuestas fotocuradas pueden ser utilizadas para restaurar cavidades si se utilizan con la técnica incremental. Este método proporcionará

una unión más fuerte a la estructura dental (Swift y col. 2001) y, es el método preferido cuando es necesario maximizar los efectos de resistencia de la restauración en el diente. Cuando son ejecutados con habilidad y el conocimiento de los materiales, los resultados estéticos son excelentes. Sin embargo, es un método lento que consume tiempo. Con las resinas compuestas de curado dual que se colocan con la técnica incremental y poco polimerizado también se obtiene alta resistencia adhesiva inicial (Foxton y col. 2003). Se recomienda este método cuando existan dudas sobre la penetración de la luz en todas las áreas de la cavidad. Según lo discutido anteriormente, los sistemas adhesivos de 4ta generación son preferibles para aplicaciones restaurativas endodónticas, ellos tienden a formar el mejor enlace a la dentina y tienen pocos problemas de compatibilidad con las resinas compuestas. Son también eficaces en unidades dentarias obturadas con selladores o materiales temporales que contengan eugenol.



Figuras 2 a la 5: Fuente: Schwartz y col. (2004)

7.2.- Método para restaurar cavidades con resinas compuestas fotopolimerizables en dientes con restauraciones cerámicas: (Fig. N° 6).

1. Limpie la superficie interna de la cavidad con un cepillo o una pelotilla de algodón que contenga un solvente como el alcohol.
2. Sople con un chorro de arena la cavidad, el metal y la cerámica o cree irregularidades ligeramente con una fresa.

3. Grabe la cerámica con ácido hidrofúorídrico u otro grabador apropiado.
4. Lave y seque.
5. Aplique ácido fosfórico en el interior de la cavidad si va a restaurar con resinas. El grabado con ácido fosfórico no mejora la retención en la porcelana, sino que la limpia y realza la adaptación del silano (Kato y col. 2000).
6. Lave y seque.
7. Aplique silano a la porcelana y seque.
8. Aplique un primer y un adhesivo dentinario a las paredes y fotocure.
9. Restaure la cavidad con la técnica incremental con capas de 3 milímetros.
10. Fotocure cada incremento por 40 seg. (El tiempo depende del tipo de luz usado).
11. La restauración debe ser rellenada lentamente para dar un mejor acabado a los márgenes.
12. Contornee y ajuste la oclusión.
13. Acabe y pula la restauración.



Fig. Nº 6: Fuente: Schwartz y col. (2004)

7.3.- Método para restaurar cavidades con Ionómero de Vidrio y Resina compuesta en UD con restauraciones cerámicas:

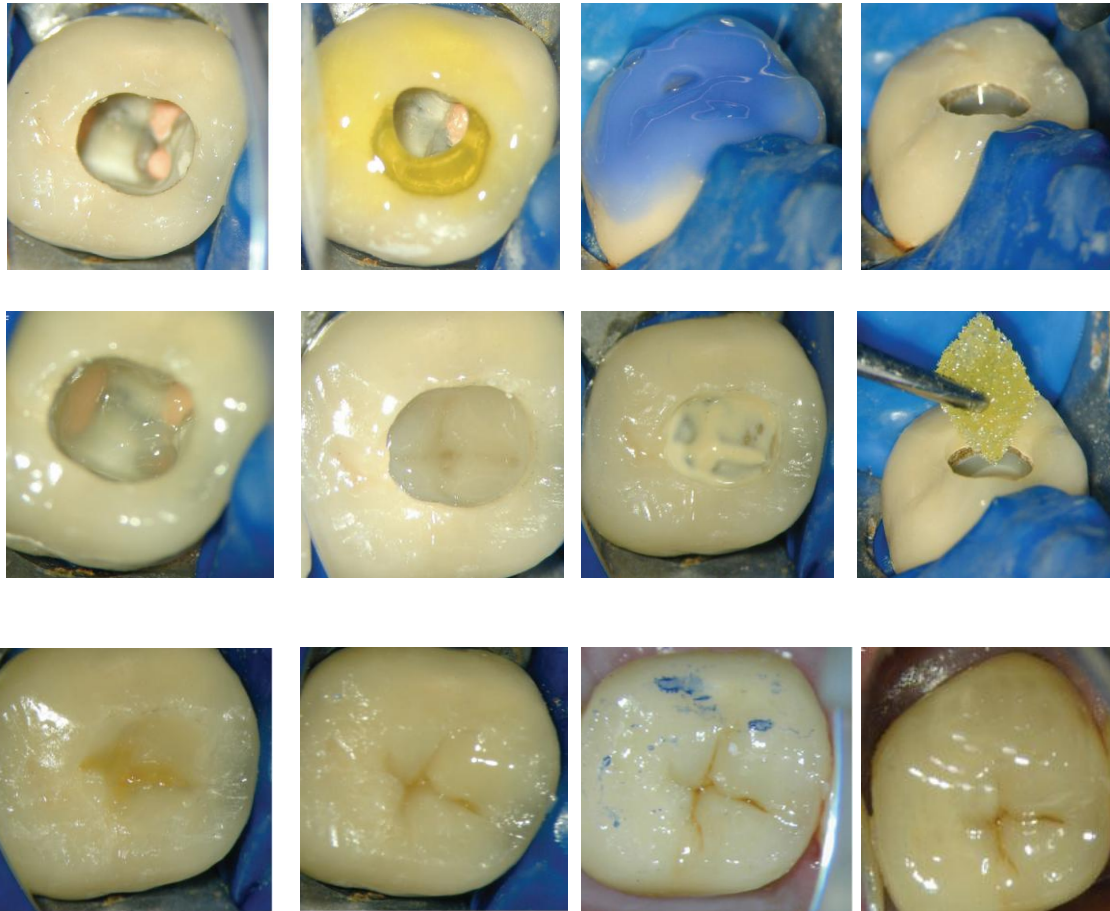
1. Limpie la cavidad
2. Trate la dentina con ácido polialquenoico por 30 S.

3. Coloque un bloque de Ionómero de vidrio de curado dual a 2 o 3 milímetros del margen cavo-superficial y fotocure.
4. Grabe el material de cerámica con ácido hidrofúorídrico del 10%, u otro gel conveniente por 1 minuto, dependiendo del producto.
5. Lave y seque.
6. Aplique silano a la superficie cerámica grabada y seque con aire.
7. Aplique un “primer” y adhesivo dentinario al Ionómero de vidrio y fotocure. Grave la cerámica.
8. Coloque el primer incremento de resina compuesta fotocurada, el cual, debe incluir la pared vertical larga y la forma cónica de la base de la pared vertical opuesta.
9. Fotocure por 40 s (el tiempo depende del tipo de luz usado).
10. Llene el espacio restante con el segundo incremento y fotocure. La restauración debe ser realizada lentamente para darle un mejor acabado a los márgenes.
11. Contornee y ajuste la oclusión.
12. Acabe y pula la restauración.

7.4.- Método para restaurar cavidades con Resina Compuesta de curado dual o de autocurado y Resina compuesta en UD con restauraciones cerámicas (Ver figuras 7 al 18)

Los procedimientos son similares a los descritos con el Ionómero de vidrio, pero utilizando un sistema adhesivo dentinario de 4ta generación sobre la dentina y una resina compuesta de curado dual substituyendo al ionómero.

1. Limpie la cavidad.
2. Grabe el material de cerámica con ácido hidrofluóridrico al 10%, u otro gel grabador por 1 Min. Lave y seque.
3. Trate la dentina con ácido fosfórico de 30 a 40% por 15 S. Lave y seque.
5. Aplique "primer" y adhesivo, siguiendo las instrucciones del fabricante.
6. Coloque un bloque de resina compuesta de curado dual o de autocurado a 2 o 3 milímetros del margen cavo-superficial y fotocure.
7. Aplique silano sobre la superficie cerámica grabada y seque con aire.
8. Aplique "primer" y adhesivo dentinario a la cerámica grabada y fotocure por 15 S.
9. Coloque el primer incremento de resina compuesta fotocurada, el cual, debe incluir la pared vertical larga y la forma cónica de la base de la pared vertical opuesta. Fotocure por 40 s (el tiempo depende del tipo de luz usado).
10. Llene el espacio restante con el segundo incremento y fotocure. La restauración debe ser realizada lentamente para darle un mejor acabado a los márgenes.
11. Contornee y ajuste la oclusión.
12. Acabe y pula la restauración.



Figuras 7-18: Fuente: Schwartz y col. (2005). Secuencia de tratamiento para restauración de cavidades a través de coronas cerámicas

Las resinas compuestas de curado dual colocadas en bloque desarrollan una resistencia adhesiva relativamente baja a la dentina, comparable con los ionómeros de vidrio. Sin embargo, los adhesivos resinosos pierden resistencia adhesiva con el tiempo y la función masticatoria, mientras que la resistencia adhesiva del ionómero de vidrio es relativamente estable. Por lo que, hay pocos o ningún beneficio en llenar en bloque una cavidad con resinas compuestas de curado dual sobre los ionómero de vidrio.

7.5.- Sugerencias.

1. Prevenir la contaminación del sistema de conducto radicular.
2. Restaure inmediatamente las cavidades siempre que sea posible.
3. Utilice materiales adhesivos.
4. Se prefieren los sistemas adhesivos de 4ta generación (tres pasos) o de “grabar y lavar” a los sistemas adhesivos de “autograbado” si fue utilizado un sellador o un material de obturación temporal que tenga eugenol.
5. Los adhesivos de “autograbado” no se deben utilizar con resinas compuestas autocuradas o de curado dual.
6. Al restaurar cavidades con resinas compuestas, la mejor estética y la alta resistencia inicial se obtiene con la técnica incremental.
7. Una técnica eficiente que proporciona una estética aceptable es colocar un material de ionómero de vidrio dentro de 2 a 3 mm del margen cavo-superficial, seguido por dos incrementos de resina compuesta fotocurada.
8. Si después de tratamiento de conducto radicular la retención de una corona o un puente es una preocupación, la colocación de un poste aumenta la retención.

8.- Postes

Según Scotti y Ferrari (2004). Un Poste es definido como el segmento de la reconstrucción o la restauración que es insertado en el conducto para retener y estabilizar un componente coronario. El uso de postes en muchos casos ayuda a prevenir la fractura del diente después de la terapia endodóntica, al proporcionar apoyo y resistencia interna. El diente podrá mostrar mayor

potencial a fracturas o grietas después del tratamiento endodóntico, debido a la pérdida de dentina durante la instrumentación (Marttison. 1998) y a la creciente fragilidad causada por la deshidratación (falta de irrigación). (Johnson. y col. 1978) Sin embargo, el uso rutinario de postes en dientes endodónticamente tratados es a veces cuestionado por falta de observaciones clínicas de larga duración (estudios a largo plazo) controlados científicamente. (Ferrari y col. 2000). Entretanto, los postes continúan siendo el principal elemento de anclaje utilizado en la restauración de dientes tratados endodónticamente. (Mannocci y col 2001).

8.1.- Indicaciones para la colocación de un Poste

El propósito primario de un poste es soportar un muñón en un diente con pérdida extensa de la estructura coronal (Robbins 1.990, Goodacre y Col 1.994). Sin embargo, la preparación de un espacio para un poste agrega cierto grado de riesgo. Los accidentes pueden ocurrir durante la preparación del espacio del poste. Aunque sean raros, estos accidentes incluyen la perforación de la porción apical de la raíz o de las áreas laterales del tercio medio. La colocación de los postes también puede aumentar el riesgo de fractura radicular (Heydecke y Col 2.002) y de fallas del tratamiento (Sorensen 1.985), especialmente si se prepara un canal de gran tamaño (Hunter y Col 1.989). Por estas razones, los postes se deben utilizar solamente cuando no hay otra opción para conservar un muñón. La necesidad de un poste varía grandemente entre los dientes anteriores y posteriores.

8.1a.- Dientes anteriores

Los dientes antero superiores están sometidos a fuerzas oclusales de flexión debido a la inclinación de 130° con respecto a los incisivos inferiores, así pues, estas unidades dentarias con pérdida mínima de estructura dental, es decir, rebordes marginales, cíngulos y rebordes incisales intactos pueden ser restaurados conservadoramente con una restauración de resina compuesta adherida a la cavidad (Sorensen 1.984). Un poste no presenta ninguna ventaja en un diente anterior estructuralmente sano (Heydecke 2.001, Guzy 1.979, Trope y Col 1.985), y aumenta las ocasiones para una falla no restaurable (Heydecke y Col 2.001). La misma conclusión para un diente anterior con una carilla de porcelana (Baratieri 2.000). Si un diente anterior endodóticamente tratado va a recibir una corona, a menudo se indica un poste. En la mayoría de los casos, la estructura coronal restante está absolutamente delgada después de que haya recibido el tratamiento radicular y se haya preparado para una corona. Los dientes anteriores deben resistir fuerzas laterales y de corte, y la cámara pulpar es demasiado pequeña para que proporcione la retención y la resistencia adecuadas sin un poste. La cantidad de estructura coronal remanente y los requerimientos funcionales determinan si un diente anterior necesita un poste.

8.1b.- Molares

Los molares endodóticamente tratados, deben recibir una cobertura cúspidea, pero en la mayoría de los casos, no requiere la colocación de un poste. A menos que la destrucción de la estructura coronal sea extensa, la cámara pulpar y los conductos radiculares proporcionan la retención adecuada para un

poste-muñón (Kane 1.991). Principalmente los molares deben resistir fuerzas verticales. En los molares que requieran un poste, este se debe colocar en el conducto más grande y recto, que es el conducto palatino en los molares superiores y en el conducto distal en los molares inferiores. Raramente, casi nunca, más de un poste es requerido en un molar.

8.1c.- Premolares

Los premolares son más abultados que los dientes anteriores, pero son a menudo dientes uniradiculares con cámaras pulpares relativamente pequeñas. Por estas razones, requieren de postes más a menudo que los molares. Los premolares son probablemente más sometidos a fuerzas laterales durante masticación que los molares. La estructura dental restante y las demandas funcionales son, de nuevo, los factores de determinación. Debido a la morfología delicada de la raíz en algunos premolares, el cuidado especial debe ser ejercitado al preparar un espacio para el poste.

8.2.- Postes: Principios Importantes

8.2a.- Retención y Resistencia

La retención del poste se refiere a la capacidad de resistir a fuerzas verticales de desalojo. La retención es influenciada por la longitud, el diámetro y la forma cónica del poste, el cemento usado y si es activo o pasivo (Standlee y Col 1.972, Felton y Col 1.991). El aumento de la longitud y del diámetro del poste puede aumentar la retención. Los postes paralelos son más retentivos que los postes cónicos (Standlee y Col 1.972, Felton y Col 1.991, Johnsonc 1.978). Los postes activos son más retentivos que los postes pasivos (Standlee y Col 1.972). El diámetro es menos importante que los otros factores mencionados

(Nergiz y Col 2.002). Aunque la retención se puede aumentar levemente agrandando el diámetro del poste, la pérdida de estructura dental lo debilita. Por lo tanto, no es un método recomendado para aumentar la retención.

La resistencia se refiere a la capacidad del poste y del diente de soportar fuerzas laterales y rotatorias. Es influenciada por la estructura restante del diente, la longitud y la rigidez del poste, la presencia de propiedades antirotatorias y la presencia de un ferrule. La unidad dentaria se debe restaurar para lograr resistencia sino es probable que no tenga éxito clínico a largo plazo, sin importar lo retentivo del poste (Isador y Col 1.999, Lambjerg-Hansen 1.997).

8.2b.- Modo de falla

Un factor importante relacionado con la resistencia es el modo de falla. Todos los sistemas de postes tienen cierto porcentaje de falla clínica. Sin embargo, algunos postes causan un porcentaje más alto de fallas que dan lugar a dientes dañados no restaurables. Si los dientes son restaurados con postes menos rígidos, como los postes de fibra, tienden a tener fallas que no producen daño a la estructura dental y por lo tanto se pueden rehabilitar (Martinez-Insua 1.998, Akkayan 2.002, Cormier y Col 2.001, Newman y Col 2.003). Los dientes que se preparan con un ferrule también tienden a fallar en un modo favorable, es decir se pueden rehabilitar (al-Hazaimah 2.001, Stankiewicz y Col 2.002). El tipo de material del muñón también puede afectar el modo de falla. Pilo y col (2.002) divulgaron que los muñones de resina compuesta tienden a fallar más favorable que los de amalgama u oro.

8.2c.- Preservación de la Estructura Dental

Siempre que sea posible la estructura dental debe ser conservada. En muchos casos, la preparación del espacio para un poste debería requerir una mínima remoción de la dentina radicular, después del tratamiento del conducto radicular, además la preparación biomecánica por si sola debilita la raíz. (Heydecke y Col 2.001, Sorensen 1.985, Hunter y Col 1.989) Se ha demostrado que los postes metálicos cementados no le proporcionan resistencia a la raíz (Guzy 1.979, Trope y Col 1.985). Se ha reportado que los postes adheridos le dan resistencia inicial a la raíz. (Mannocci y Col 1.999, Saupe y Col 1.996). Sin embargo, este efecto de resistencia disminuye con el tiempo a medida que el diente es expuesto a cargas funcionales y la adhesión resinosa a la dentina se debilita (Heydecke y Col 2.001). Se debe realizar un mínimo ensanchamiento del espacio del poste y el poste debe ser realizado de un material que pueda resistir fuerzas funcionales y parafuncionales

8.2d.- Efecto “Ferrule” (figuras 20 al 22)

El “efecto ferrule” es importante para el éxito clínico a largo plazo cuando un diente se restaura con un poste. Un ferrule se define como una banda vertical de estructura dental que rodea al diente en el tercio gingival de una preparación coronaria. Proporciona cierta retención, provee mucha resistencia (Mezzomo y Col 2.003, Stankiewicz 2.002, Sorensen 1.990) y realza la longevidad (Cheung y Col 2.003). Stankiewicz y Col (2.002) publicaron una buena revisión de este tópico. Se ha demostrado que un ferrule con 1 milímetro de altura vertical dobla la resistencia a la fractura, comparado con dientes restaurados sin ferrule (Sorensen 1.990). Otros estudios han demostrado efectos beneficiosos con un

ferrule de 1.5 a 2 milímetros de estructura dental vertical (Isador y Col 1.999, Libman 1.995, Stankiewicz y Col 2.002, Zhi-Yue y Col 2.003, Freeman y Col 1.998). Un estudio de Al-Hazaimeh y Col (2.001) no reportaron ninguna diferencia sobre la resistencia a la fractura con o sin ferrule de 2 milímetros usando postes prefabricados y cemento resinoso. Sin embargo, los patrones de fractura fueron más favorables, es decir, hubo menos daño, cuando el ferrule estaba presente. La mayoría de las fracturas en los dientes sin ferrule no eran restaurables. Otro estudio de Saupe y col (1.996) reportó que no hubo diferencia sobre resistencia a la fractura en dientes con postes adheridos con o sin ferrule. En algunos casos, particularmente en los dientes anteriores, es necesario realizar un alargamiento clínico de la corona u ortodoncia para proporcionar un ferrule adecuado.

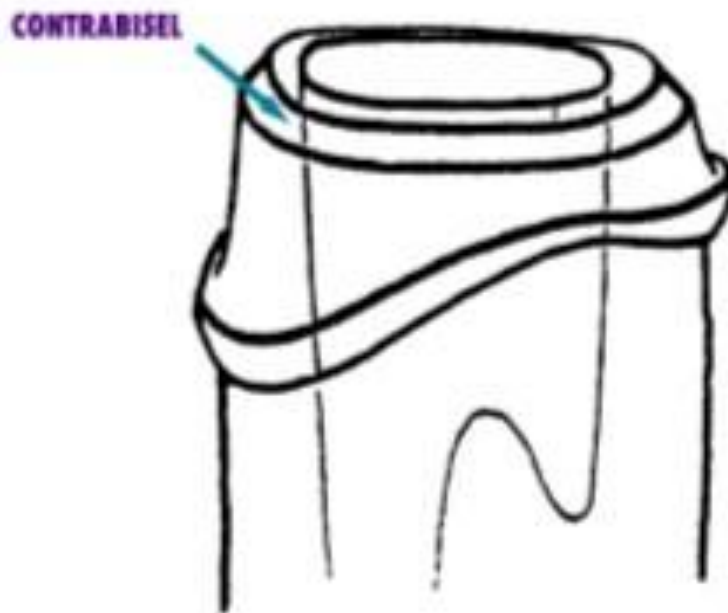
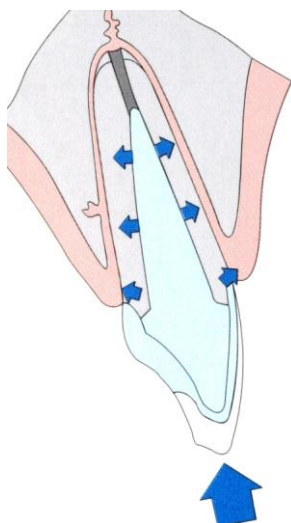
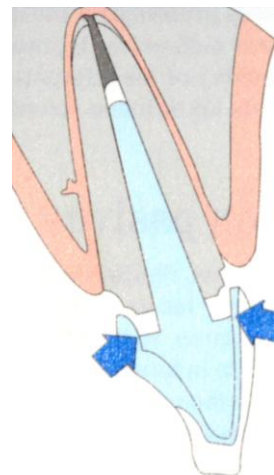


Figura Nº 20: Tomado de Quiroga (2002)



Acción del perno sobre las paredes radicales, lo que provoca un efecto de cuña con una progresiva fractura longitudinal de la raíz.



Acción de estabilización de la preparación circular con efecto "ferrule" sobre la raíz del diente lo cual limita el efecto de cuña.

Figura Nº 21 y 22: Fuente: Scotti y Ferrari (2004)

8.3.- Tipos de Postes

Los postes se categorizan en un número de maneras diferentes y pueden ser activos o pasivos, paralelos o cónicos y por el material de composición.

8.3a.- Postes Activos y Postes Pasivos (tablas 1 y 2).

La mayoría de los postes activos se roscan y son engranados a las paredes del canal, mientras que los postes pasivos son conservados en el espacio del poste por el agente cementante. Los postes activos son más retentivos que los postes pasivos, pero introducen más tensión en la raíz (Felton y Col 1.991, Burns y Col 1.990, Standlee y Col 1.992). Pueden ser utilizados con seguridad, sin embargo, su uso se debe limitar a raíces con un remanente dentinario mínimo y a raíces cortas en las cuales la retención máxima sea necesaria. (Felton y Col 1.991).

Tabla 1. Algunos Sistemas de Postes Pasivos

Nombre	Tipo de Poste	Fabricante
C-Post	Fibra de Carbón	RTD/Bisco
Aestheti-Plus	Fibra de Cuarzo	RTD/Bisco
D.T. Light-Post	Fibra de Cuarzo	RTD/Bisco
FibreKor	Fibra de Vidrio	Jeneric/Pentron
Cosmopost	Zirconium	Vivadent
Snow Post	Zirconium	Danville
Dentatus metal post	Titanio-Bronce	Dentatus
Lucent Anchor	Fibra de Vidrio	Dentatus
Parapost Stainless steel	Titanium	Coltene/Whaledent
Parapost White	Fibra de Vidrio	Coltene/Whaledent

Tabla 2. Algunos sistemas de Postes Activos

Nombre	Tipo de Poste	Fabricante
V-Lock	Titanium	Brassler
Flexi-Post	Titanium	EssentialDentalSystems

**Fig. 24: Poste Activo****Fig. 25: La rosca causa tensiones en la Dentina****Fig. 26: Fractura**

8.3b.- Postes Paralelos y Postes Cónicos (Figura N° 27)

Los postes paralelos metálicos y de fibra son más retentivos que los postes cónicos (Standlee y Col 1.978, Johnson y Col 1.978, Qualtroughy Col 2.003).

Los postes paralelos inducen menos tensión en la raíz porque hay menos efecto de cuña, y producen menos fracturas radiculares que los postes cónicos (Martinez-Insua y Col 1.998, Sorensen y Col 1.990, Isidor y Col 1.992). En un

estudio retrospectivo, (Sorensen y Col 1.984) divulgaron un alto índice de éxito con los postes paralelos que con los postes cónicos. Los postes cónicos por otra parte, requieren menos remoción de dentina porque se van adelgazando en el conducto radicular. Se indican sobre todo en dientes con raíces finas y morfología delicada.

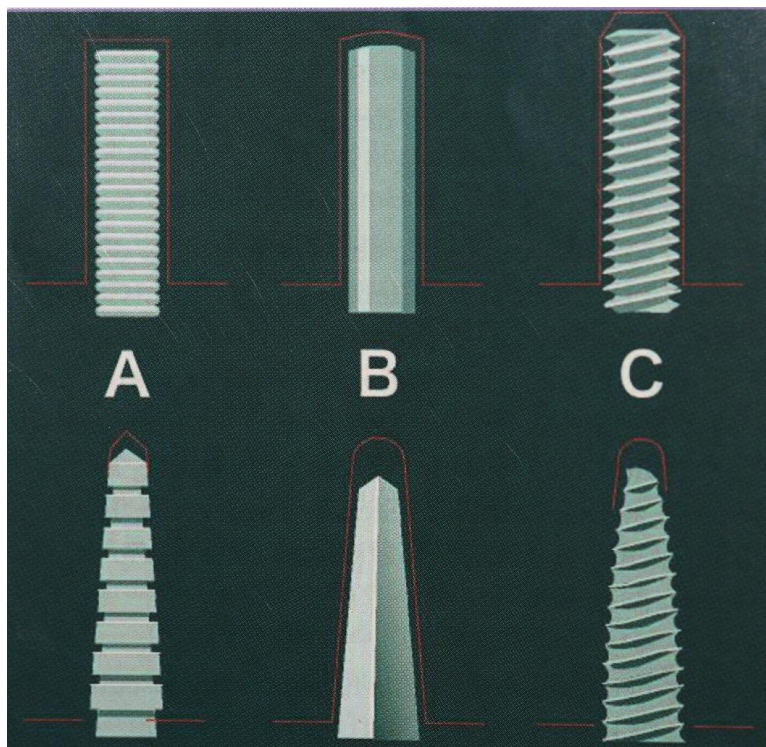


Fig. 27: Fuente: Mallat (2007)

8.3c.- Poste/Muñón Prefabricados Metálicos

Los postes prefabricados se hacen típicamente de acero inoxidable, de aleación de cromo níquel o aleación de titanium. Son muy rígidos y a excepción de las aleaciones titanium, muy resistentes. Son redondeados, y ofrecen poca resistencia a las fuerzas rotatorias. Esto no es un problema si hay una estructura dental adecuada, pero si hay una estructura dental mínima, se

deben incorporar en la preparación del poste, propiedades antirotacionales con ranuras o pernos. Un material adherido se debe utilizar para la confección del muñón. Los postes pasivos cónicos ofrecen la menor retención de los postes prefabricados, pero permiten su fácil retiro de la dentina radicular, porque su forma afilada se asemeja a la morfología del canal. Ellos son una buena opción, cuando existe una adecuada longitud del canal, particularmente en raíces finas como los premolares superiores (Raiden y Col 1.999). Se considera que hay una adecuada longitud al ser mayor de 8 milímetros (Neagle y Col 1.969). Se puede ganar retención adicional con un poste paralelo (Standlee y Col 1.978), Con el uso de un cemento resinoso (Junge y Col 1.998), o con el uso de un poste activo (Standlee y Col 1.978).

Muchos de los postes prefabricados se hacen de las aleaciones de titanium y algunos son hechos de latón (bronce). Los postes de Titanium fueron introducidos debido a las preocupaciones por la corrosión de otras aleaciones. Los postes hechos de aleaciones de titanium tienen una radio densidad similar a la gutapercha y al sellador y a veces es difícil de detectarlos en las radiografías. Los postes de Titanium tienen baja resistencia a la fractura, es decir, ellos no son resistentes en conductos muy finos, por lo que, son difíciles de retirar ya que a veces se rompen. El uso extendido de la energía ultrasónica puede ser necesario para quitar los postes de titanium, que pueden ser perjudiciales al diente o a los tejidos circundantes. Por estas razones, el titanio y los postes de latón deben ser evitados, ya que no ofrecen ninguna ventaja sobre los postes metálicos más resistentes.

8.3d.- Poste/Muñón Colados

Los Postes/Muñón colados fueron el patrón durante muchos años y todavía son utilizados por algunos clínicos. Generalmente, ellos no se comportan tan bien como otros tipos de postes durante las pruebas in Vitro (Isidor y Col 1.992) y los estudios clínicos (Torbjorner y Col 1.995). Su uso ha decaído porque requieren de dos citas, la colocación de una restauración temporal y un honorario del laboratorio. No obstante, los estudios reportan una alta tasa de éxito con los Postes/Muñones colados (Weine y Col 1.991, Walton 2.003), además, ofrecen ciertas ventajas en algunas situaciones clínicas. Por ejemplo, cuando varios dientes requieren de un poste, es más eficiente hacer una impresión y fabricarlos en el laboratorio. Un poste/muñón colado está indicado cuando un diente está mal alineado y el muñón debe tener un ángulo diferente del poste para alcanzar la alineación apropiada con los dientes adyacentes. El poste/muñón colado también se puede indicar en pequeños dientes como incisivos inferiores, cuando hay estructura dental coronal mínima disponible para la adhesión o propiedades antirotacionales. El poste/muñón colado es fácil de recuperar cuando el retratamiento endodóntico es necesario. Quizás la desventaja más grande para el poste/muñón colado está en el área donde se requieren una restauración estética. Los postes/coronas temporales no son eficaces en la prevención de la contaminación del sistema radicular (Fox K y Col 1.997, Demarchi y Col 2.002). Cuando un poste y una corona temporal son necesarios, se debe colocar un material de barrera sobre el material obturador, luego, se realiza el patrón de colado del poste/muñón para colarlo y cementarlo lo más rápidamente posible. Cuando un poste es removido para realizar un

retratamiento endodóntico y el segmento apical se ha sellado con gutapercha, un material del vidrio ionómero tradicional autocurado debe colocarse sobre la gutapercha para protegerla de la contaminación, durante el período de restauración temporal y mientras se realizan los procedimientos clínicos permanentes.

Un material de autocurado se debe utilizar en la mayoría de los casos, debido a la dificultad de obtener una fotopolimerización profunda en el canal con materiales resinosos. Otros materiales que se pueden utilizar para este fin, son los materiales a base de óxido de zinc/eugenol o los adhesivos dentinarios y las resinas compuestas autocuradas.

8.3e.- Postes de cerámica y de circonio

Un factor que ha reducido el uso de los postes metálicos es la estética. Los postes metálicos son visibles con restauraciones total-cerámicas más translúcidas e incluso también con restauraciones menos translúcidas los postes metálicos pueden causar que el borde marginal parezca oscuro. Estas preocupaciones han llevado al desarrollo de postes más blancos y/o translúcidos. Dos de los principales materiales usados para postes “estéticos” son el circonio y la cerámica. Estos postes funcionan bien clínicamente, pero tienen varias desventajas. Como grupo, tienden a ser más débiles que los postes metálicos, por lo que se hace necesario un poste más grueso, lo cual puede requerir eliminar estructura radicular adicional. Los postes del circonio no se pueden grabar, por lo tanto, no es posible unir un material de resina compuesta al poste para fabricar el muñón (Butz y Col 2.003). La recuperación de los postes de circonio y de cerámica es muy difícil si el retratamiento

endodóntico es necesario o si ocurre la fractura del poste. Algunos de postes de cerámica pueden ser eliminados desgastando el poste restante con una fresa, pero esto es un procedimiento aburrido y peligroso. Es imposible desgastar un poste de circonio. Por estas razones, los postes de cerámica y del circonio deben ser evitados.

8.3f.- Postes de Fibra

Los postes de fibra de carbón ganaron renombre en los años 90. Su principal ventaja fue que eran más flexibles que los postes metálicos y tenían aproximadamente el mismo módulo de elasticidad (Rigidez) que la dentina. Cuando se colocan adheridos con un cemento resinoso, las tensiones son distribuidas más uniformemente en la raíz, dando por resultado pocas fracturas radiculares. Esto se confirma generalmente con los estudios in Vitro e in Vivo. Los postes originales de fibra de carbón eran oscuros, lo cual era un problema potencial al considerar la restauración poste-corona estética. Las versiones más recientes recubiertas con fibras de cuarzo son blancas. Son relativamente fáciles de quitar (De Rijk 2.000) agujereando a través del centro del poste con un instrumento ultrasónico o rotatorio. La orientación de las fibras mantiene el instrumento con una alineación apropiada. También están disponibles otros tipos de postes de fibra como los de fibra de vidrio y fibra de silicio. Ellos ofrecen las mismas ventajas que los postes de fibra de carbón, pero con mejor estética y posteriormente postes de fibra de cuarzo de aspecto translucido. La mayoría de los postes de fibra son radio lúcidos y tienen diversos aspectos radiográficos que los postes tradicionales.

8.4.- Dientes Endodónticamente Tratados Restaurados con Postes

Los estudios de la longevidad son a veces duros de comparar debido a diferencias en el diseño de estudio y porque la cantidad de estructura dental y la calidad del sellado son desconocidas. No obstante, todos proporcionan cierta filtración. Mentick y col (1.993) reportaron el 82% de éxito en 516 dientes anteriores restaurados con postes metálicos por más de 10 años. Torbjorner y col (1.995) divulgaron un porcentaje de fallas del 2.1% al año para 788 dientes con postes metálicos durante un período de 5 años. Otros estudios calcularon el índice medio de supervivencia en dientes con postes metálicos para ser de 17.4 al año (Nanayakkara y Col 1.999). Nanayakkara y Col (1.999) divulgaron 9 fallas de 138 dientes restaurados con poste/muñón colados en 10 años. En un estudio de 25 años, la longevidad de los dientes con tratamiento endodóntico restaurados con un poste/muñón colados y corona estaban iguales que los dientes vitales restaurados con coronas (Valderhaug y Col 1.997).

Algunos estudios (Leary y col 1987, Colley y col. 1968, Johnson y col. 1978) divulgaron que los postes de lado paralelo proporcionan una retención superior en comparación con los postes cónicos; sin embargo, otros (Leary y col 1987, Johnson y col. 1978, Cooney y col 1986) han indicado que el poste roscado es el más retentivo, seguido por los postes de lado paralelos, siendo los postes cónicos los menos retentivos. Otro estudio divulgó que las hendiduras en la superficie del poste aumentaron la retención en comparación con un poste superficie lisa. (Tilk y col. 1979). Los postes cónicos producen una mayor

tensión en el hombro coronal, y los postes de lado paralelos generan una alta tensión en el ápice de la preparación radicular. (Craig y col. 1977). Los postes de lado paralelos resistieron fuerzas de tensión, torsión y tracción mejor que los postes cónicos y distribuyeron mejor la tensión a lo largo de su longitud durante función. (Johnson y col. 1978).

Varios estudios han divulgado que un poste de lado paralelo, bien adaptado, cementado pasivamente, es un método efectivo para lograr un poste retentivo con menos producción de tensiones. (Weine 1999, Cooney y col 1986, Ross y col. 1991). De los sistemas de postes estudiados por Ross y col (1991) los postes Para-Post fueron los más fáciles de colocar y produjeron el nivel más bajo de la tensión apical y coronal. De los diseños roscados, el cónico atornillado produjo el efecto de cuña más grande y los niveles de tensión más altas. (Standlee y col. 1980).

Los postes de lado paralelo roscados pueden generar altos niveles de tensión si no se tiene el cuidado extremo durante su inserción. Los postes de lado paralelo roscado de tronco hendido también generan niveles extremadamente altos de tensión cuando la hendidura esta completamente comprometida. (Zmener 1980). Bums y col.(1990) reportaron que el perno de Flexi post produjo las tensiones más altas en el hombro y substancialmente mayores tensiones a lo largo de la superficie coronal de la longitud del poste que los pernos de Para-Post y los Para-Post plus (Whaledent internacional).

Estos niveles extremos de tensión en el hombro se pueden producir por una rotación contraria del poste, media vuelta después de que la hendidura esta llena, sin embargo, contradecir la rotación no puede deshacer ninguna

formación de grietas que pudo haber ocurrido durante el asentamiento del poste. (Ross y col 1991).

De todos los sistemas de postes prefabricados metálicos, El poste de lado paralelo, estriado y ventilado produjo menos tensión, la cual fue distribuida uniformemente a lo largo de su longitud, por lo que es capaz de proteger mejor la dentina. (Standlee y col. 1978, Cooney y col 1986, Standlee y col. 1972, Hudis y col. 1986. La retención debe ser tan importante como la distribución de las cargas. Los pernos cónicos atornillados son los que causan mayores fracturas por tensión y no son recomendados. (Standlee y col. 1978, Sorensen y col. 1984, Standlee y col. 1980, Ruemping y col. 1979, Sorensen y col. 1990). Los postes de lado paralelo, roscados pueden ser considerados cuando la retención adicional es necesaria (Sorensen y col. 1984).

La mayor parte de los estudios clínicos recientes con postes han examinado los dientes restaurados con postes de fibra. Un estudio retrospectivo de Ferrari y col (2.000) divulgaron un 3.2% de falta de 1306 postes de fibra en un tiempo de 1 a 6 años, usando tres tipos de postes de fibra. Un estudio con postes de fibra de carbón divulgó un porcentaje de fallas del 7.7% en 52 dientes, en 28 meses aproximadamente (Glazer 2.000). Un estudio con postes de fibra de cuarzo divulgó un porcentaje de fallas de 1.6% en 180 dientes, con un promedio de 30 meses (Malferrari y Col 2.003). Aunque estos estudios tengan períodos relativamente cortos de estudio, los resultados iniciales parecen prometedores con esta nueva tecnología.

La mayor parte de las evaluaciones in Vitro comparan la resistencia a la fractura de los sistemas de postes utilizando cargas continuas o cargas

intermitentes. En las pruebas de carga a la fractura o carga de falla, el complejo el poste/diente es cargado con una fuerza continua en una máquina de prueba hasta que falle, los valores de carga se registran y se comparan. En estos últimos años, la carga cíclica o intermitente ha llegado a ser más popular, porque representa las fuerzas que ocurren in Vivo (Drummond y Col 2.003). La carga cíclica se continúa hasta que falla o hasta un número específico de ciclos y los resultados se reportan como el número de ciclos a los que falla, o como el número de fallas cuando la carga cíclica fue parada. Algunos estudios también reportaron sobre el modo de falla. Los resultados de varios estudios fueron mezclados usando carga continua, resultando levemente más favorable los postes metálicos. Cormier y col (2.001) estudiaron los postes de acero inoxidable, los postes de oro y los postes de cuatro marcas comerciales de postes de fibra y encontraron que los dientes con postes de acero inoxidable tenían la resistencia a la fractura más alta, mientras que los dientes con postes de fibra de cuarzo tenían la resistencia más baja. Por su parte, Martínez-Insua y Col (1.998) divulgaron una resistencia a la fractura más alta con postes de oro colados que los postes de fibra de carbón. Newman y col (2.003) compararon postes de acero inoxidable con tres marcas comerciales de postes de fibra y encontraron una resistencia al modo de falla más alta en los dientes restaurados con postes de acero inoxidables. Sidoli y Col (1.987) compararon postes de oro colado, postes de acero inoxidable y postes de fibra de carbón y reportaron que los dientes que tenían postes metálicos eran equivalentes y tenían una resistencia perceptiblemente más alta a la falla que los dientes que contenían postes de fibra de carbón. Akkayan y col (2.002) compararon postes

de titanium con postes de fibra de vidrio, fibra de cuarzo y postes de circonio y divulgaron una resistencia a la falla más altas para los dientes con los postes de fibra de cuarzo. Otro estudio de Ottl y col (2.002) divulgó una resistencia a la falla más altas con los postes fibra del carbón, seguido por el poste de acero inoxidable y luego el poste de cerámica. El poste de circonio tuvo los valores más bajos. Raygot y col (2.001) no encontraron ninguna diferencia entre los postes de oro colado, los postes de acero inoxidable y los de fibra de carbón. Resultados similares fueron divulgados en estudios con carga periódica, también llamada cargamento cíclico. Isador y col (1.996) comparó postes de oro colado, postes de titanio y postes de fibra de carbón y divulgaron mejores resultados con los postes metálicos que con los poste de fibra de carbón. Reid y col (2.003) compararon postes de titanium con tres postes de fibra de carbón y un poste de fibra de cuarzo y no divulgó ninguna diferencia. Butz y col (2.001) utilizó una prueba de carga cíclica seguida de una prueba de carga continua y comparó postes de oro colado, postes de titanio con un muñón de resina compuesta y postes de circonio con muñones de resina compuesta y de cerámica. El grupo de circonio/resina compuesta se comporto peor que los otros sistemas de poste equivalentes.

Cuatro estudios evaluaron el modo de falla además de cargas a la fractura. Tres de los estudios divulgaron modos de falla más favorables con los postes de fibra que con los postes metálicos (Akkayan 2.002, Newman y Col 2.003). Martínez-Insua y col (1.998) divulgaron resultados similares pero encontraron que las cargas a la fractura excedieron el promedio de los encontrados clínicamente.

Varios estudios compararon la retención de los sistemas de postes. Purton y Col (1.996) reportaron mayor retención con postes de acero inoxidable que con postes de fibra de carbón. Ambos fueron cementados con cemento resinoso.

Gallo y Col (2.002) divulgaron que los postes de acero inoxidables colocados con cemento de fosfato de zinc tenían mayor retención que una variedad de postes de fibra colocados con cemento resinoso. Qualtrough y col (2.003)

divulgaron altos valores retentivos con postes de fibra de cuarzo que con postes de titanio, postes de fibra de vidrio y postes de fibra de carbón, utilizando el mismo cemento resinoso para todos los sistemas de postes.

Drummond (2.000) no divulgó ninguna diferencia sobre retención con los postes de acero inoxidable y los tres postes de fibra, todos cementados con cementos resinosos.

8.5.- Preparación del Espacio del Poste

Según lo indicado anteriormente, la preservación de la dentina radicular es importante, se debe hacer una mínima ampliación del canal manteniendo la forma que se desarrolló durante la instrumentación radicular. En la mayoría de los casos, es mejor que el clínico que realiza el tratamiento radicular también prepare el espacio del poste, porque esa persona ya conoce la anatomía del canal. La gutapercha puede ser eliminada con la ayuda de calor o con productos químicos, sin embargo, el método más fácil y eficiente es con instrumentos rotatorios (Mattison y Col 1.984, Camp y Col 1.983). Un artículo reciente demostró que era mejor la preparación inmediata del espacio para el poste (Fan y Col 1.995), mientras que otro estudio no demostró ninguna diferencia (Abramovitz y Col 2.000).

Una revisión realizada por Goodacre y Col (1.995) recomienda que la longitud del poste debe ser igual a $\frac{3}{4}$ de la longitud del canal radicular o por lo menos igual a la longitud de la corona y a su vez, se debe dejar 4 a 5 milímetros de gutapercha en el tercio apical para mantener un sellado adecuado. En un estudio retrospectivo, Sorensen y Col (1.984) divulgaron un 97 % de éxito si la longitud del poste por lo menos igualó la altura de la corona. Según Neagley (1.969), 8 milímetros es la longitud mínima requerida para un poste. Se ha demostrado que las fuerzas se concentran en la cresta ósea durante la función masticatoria (Hunter y Col 1.989). En dientes con postes metálicos, las fuerzas también se concentran en el extremo del poste. Por lo tanto, un poste debe extenderse siempre apicalmente más allá de la cresta ósea (Hunter y Col 1.989). Según enseñanzas tradicionales, un mínimo de 3 a 5 milímetros de gutapercha debe permanecer en la porción apical de la raíz para que mantenga un sellado adecuado (Mattison y Col 1.984, Goodacre y Col 1.995, Madison y Col 1.984). Un estudio de Abramovitz y col (2.001) demostró que 3 milímetros de gutapercha proporcionan un sellado apical no fiable, por lo tanto, se recomienda de 4 a 5 milímetros de gutapercha.

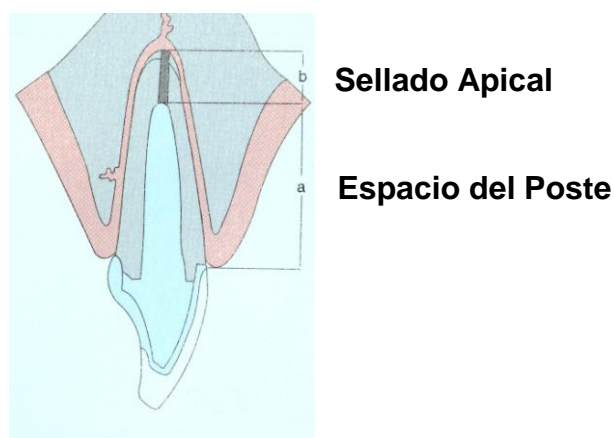


Fig. 28: Fuente: Scotti y Ferrari (2004)

8.6.- Diámetro del Poste:

Varios estudios in Vitro han confirmado la importancia del volumen restante de estructura dentaria con respecto a la resistencia a la fractura radicular. (Guzy y col. 1979, Hock 1976, Trabert y col. 1978, Barkmeier 1980) aumentar el diámetro del poste no proporciona un aumento significativo en la retención del poste; (Standlee y col. 1978, Hunter y col. 1989) sin embargo, puede aumentar el diámetro del poste a expensas del remanente dentinario y la resistencia a la fractura de la raíz. (Trope y col. 1985, Trabert y col. 1978). Por lo tanto, se debe controlar el diámetro del poste para preservar la dentina radicular, para poder reducir el potencial de perforaciones y para permitir que el diente resista la fractura. (Trabert y col. 1978), Standlee y col. 1980) y Goodacre y col 1995) El diámetro de los postes no debe exceder en ningún segmento, un tercio del diámetro de la raíz y a su vez, el poste en la punta debe ser de un milímetro o menos. (Goodacre y col 1995, Abou-Rass y col. 1982).

Aunque no hay una técnica capaz de evitar perforaciones, hay métodos para reducir el potencial para tales ocurrencias. Estos parámetros incluyen la evaluación de una radiografía actual, (Sorensen y col. 1984). Limitar la anchura del poste a un tercio del diámetro de la raíz, (Goodacre y col 1995), limitar la punta del poste a un milímetro o a menos, (Goodacre y col 1995, Abou-Rass y col. 1982), limitar el poste a una longitud de siete milímetros de apical en el conducto principal en las molares superiores e inferiores (Tilk y col. 1979) y evitando realizar anclajes en las raíces mesiales de los molares inferiores y las raíces vestibulares de molares superiores. (Goodacre y col 1995).

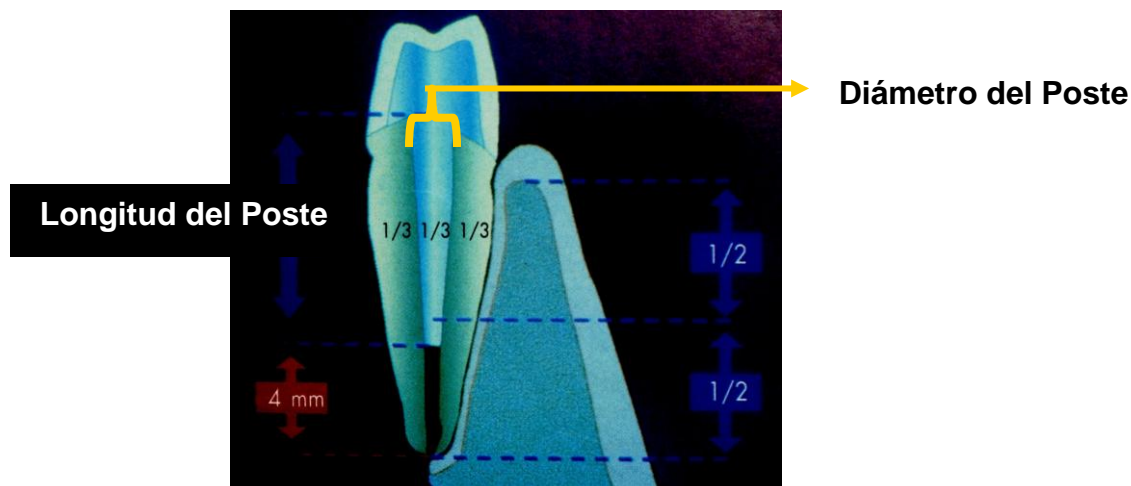


Fig. 29: Fuente: Bottino (2001)

8.7.- Retratamiento

Algunos estudios han divulgado índices muy bajos de éxito clínico de los tratamientos endodónticos (Cheung y Col 2.003, Kirkevang y Col 2.000, De Moor y Col 2.000, Saunders y Col 1.998). Por esta razón, es importante que los postes puedan ser recuperados si el retratamiento endodóntico llega a ser necesario. En la mayoría de los casos, los postes metálicos se pueden quitar con eficacia y seguridad. En un estudio de casos Abbott (2.002) divulgó solamente una fractura radicular de 1600 postes quitados. También se reportó que la mayoría de los postes de fibra son fáciles de recuperar (De Rijk 2.000). En cambio, se considera que los postes de cerámica y de circonio son muy difíciles y a veces imposibles de recuperar. El retratamiento se debe considerar cuando se ha planificado la colocación de un poste.

El retratamiento con los nuevos materiales es siempre una preocupación. El Resilon es soluble en cloroformo y otros solventes (Ezzie y col. 2006, De Oliveira y col. 2006, Schirrmeister y col. 2006). Por una parte, Epiphany como

otras resinas, no es soluble en los solventes de uso general en odontología. Es difícil retirar los selladores resinosos de canales accesorios y canales bifurcados o profundos. La eliminación de la resina adherida del canal radicular es mucho más difícil.

9.- ¿Los Postes No Metálicos son mejores?

Los postes metálicos han sido el estándar durante muchos años, no obstante, la evidencia científica indica un elevado porcentaje de fracasos irreversibles, es decir, fractura de la raíz de soporte, así como también descementado de los postes, fractura de los postes y corrosiones metálicas. Por lo cual, la tendencia reciente en la práctica clínica se ha dirigido hacia los postes no metálicos. Debido a la publicidad que se ha hecho sobre los postes de fibra, particularmente, por los fabricantes y sus portavoces. Que indican un excelente adaptado en los espacios del poste a través de la adhesión de los postes no metálicos, sin embargo, esto no está completamente apoyado por la investigación ya que todavía hay preguntas por responder. (Scotti y Ferrari. 2004).

10.- ¿Los postes adheridos refuerzan realmente las raíces?

La respuesta parece ser "sí," por lo menos en un futuro próximo. Se ha reportado que los postes adheridos refuerzan la raíz inicialmente (Saupe y Col 1.996, Mannocci y Col 2.001), pero este efecto se pierde con el tiempo. Se ha demostrado que la adhesión de la resina a la dentina disminuye con el tiempo in Vitro (Fissore y Col 1.991, Eakle y Col 1.986, Hashimoto y Col 2.003) e in Vivo (Hashimoto y Col 2.000). Es probable que cualquier ventaja inicial se pueda perder debido a las repetidas tensiones térmicas, químicas y mecánicas

de la cavidad bucal. La Investigación de laboratorio sobre los efectos del reforzamiento de los postes adheridos necesita incorporar almacenamiento y carga cíclica para determinar si el efecto del reforzamiento es duradero o solamente transitorio.

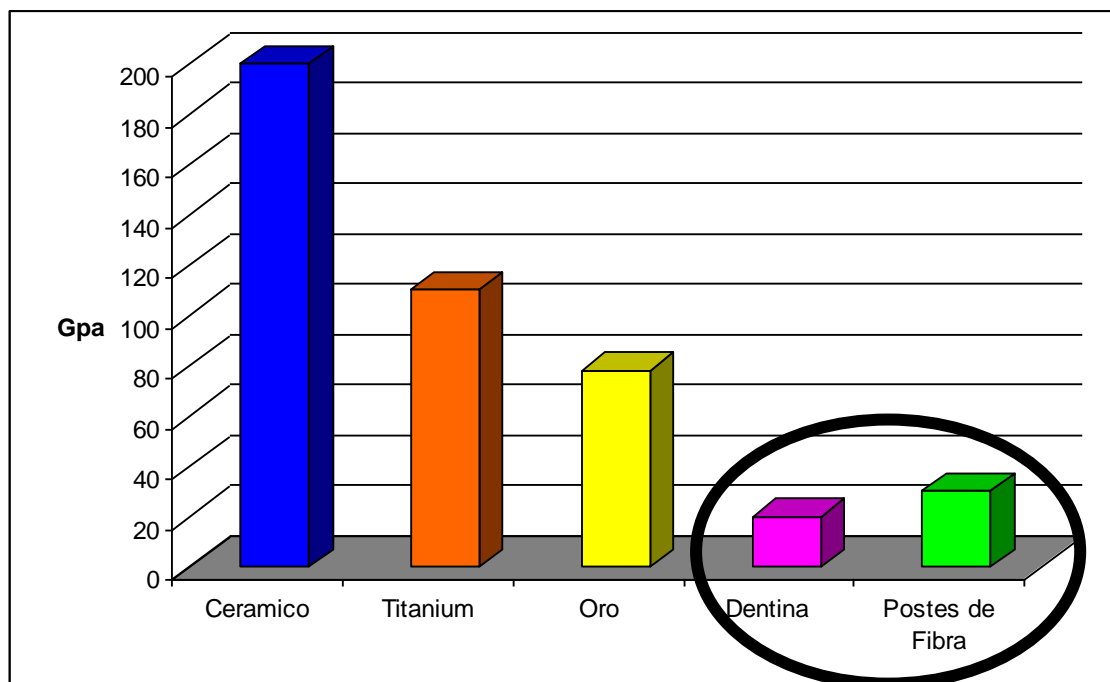
11.- ¿Un poste debe tener el mismo módulo Elástico que la Dentina?

En teoría, un poste que flexiona junto con el diente durante la función debe dar lugar a una mejor distribución de las tensiones y pocas fracturas. Esta parte de la respuesta es apoyada por la literatura (Cormier y Col 2.001, Newman y Col 2.003, Ferrari y Col 2.000). La pregunta por contestar es. ¿Si un poste que presenta suficiente “flexibilidad” permite el movimiento del muñón? Esta consideración da como resultado una microfiltración creciente debajo de la corona. Esta pregunta es especialmente importante cuando hay mínima estructura dental coronal. Ya que el poste es considerablemente más delgado que el diente, por lo tanto es necesario que el poste tenga un módulo de elasticidad más alto (Rigidez) para compensar el diámetro más pequeño.

Los estudios de Drummond y Col (2000 y 2.003), han demostrado que los postes de fibra pierden resistencia flexural después del termo ciclado y carga cíclica. El significado de estos resultados no se entiende claramente, pero según estos artículos, la utilización en la cavidad bucal realza su degradación y potencialmente acorta su vida clínica (Drummond y Col 2.003). Sin embargo, Wegner y col. (2006), afirman que si es importante que el poste presente un módulo elástico parecido a la dentina para distribuir mejor las cargas, por otro lado, se deben realizar investigaciones adicionales en el laboratorio y estudios

clínicos de largo plazo para determinar si estos resultados son clínicamente significativos.

Gráfico N° 1: Módulo Elástico de diversos materiales y la Dentina.



Fuente: Wegner y col. (2006)

Tabla N° 4: POSTES PREFABRICADOS

Producto	Fabricante	Composición	Tipo	Patrón de retención
----------	------------	-------------	------	---------------------

Postes prefabricados de metal

LUMINEX	DENTATUS WILCOS	Acero Inoxidable Titanio	Paralelo con extremo cónico, Pasivo	Sí
FLEXI-POST	EDS	Acero Inoxidable Al. De titanio	Activo, paralelo Activo, paralelo	Sí
CYTCO	DENTSPLY /CAULK	Titanio	Activo paralelo pasivo	Sí
PARAPOST XH	COLTENE/ WHALEDENT	Al de titanio	Pasivo, paralelo	Sí
RADIX ANCHOR	DENTSPLY /CAULK	Titanio	Activo, paralelo	Sí
VLOCK	KOMET BRASSELER	Al de titanio	Activo pasivo paralelo	Sí
PARAPOST XH	COLTENE/ WHALEDENT	Acero inoxidable, Al de titanio	Pasivo, paralelo	Sí
UNIMETRIC	DENTSPLY /CAULK	Al de Titanio	Pasivo cónico	Sí

Postes prefabricados Cerámicos

CERAPOST	BRASSELER	Zirconio	Pasivo, cónico	No
COSMOPOST	IVOCLAR	Zirconio	Pasivo, cónico	Sí

Postes prefabricados Fibras de Carbono

AESTHETI-POST	BISCO	Resina fibra de carbono	Pasivo, paralelo	No
C-POST	BISCO	Resina, fibra de carbono	Pasivo, paralelo	No
U.M. C-POST	BISCO	Resina, fibra de carbono	Pasivo, cónico	No

Postes prefabricados de fibras de vidrio

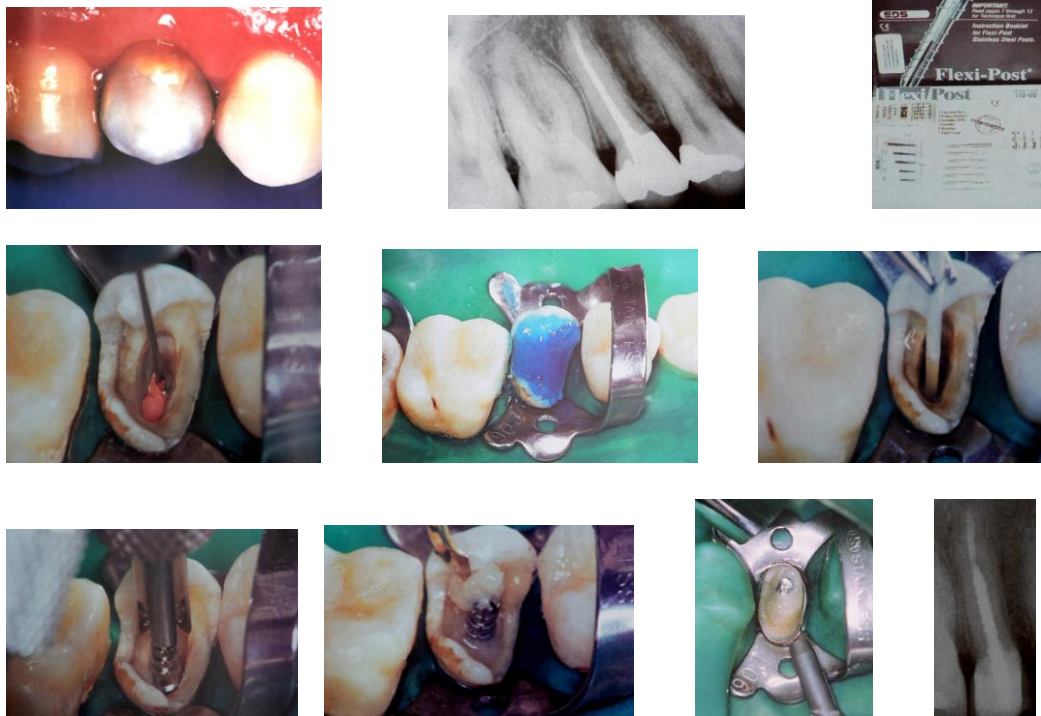
LUSCENT	DENTATUS WILCOS	Resina, fibra de vidrio	Pasivo, cónico	Sí
FIBREKOR-POST	JENERIC/PENTRON	Resina fibra de vidrio	Pasivo, paralelo	Sí
TARGIS SYST	MICRODENTAL	Resina, fibra de vidrio	Pasivo, paralelo-cónico	Sí
FRC POSTEC	IVOCLAR	Resina, fibra de vidrio	Pasivo, paralelo-cónico	Sí

Fuente: Bottino M. (2001)

12.- Casos Clínicos

12.1.- Poste Prefabricado de Acero Inoxidable Roscado

- 12.1.1.- Segundo premolar Superior derecho. (Figura N° 30)
- 12.1.2.- Radiografía Periapical. (Figura N° 31)
- 12.1.3.- Sistema de Postes Flexipost®. (Figura N° 32)
- 12.1.4.- Preparación del canal Radicular. (Figura N° 33)
- 12.1.5.- Acondicionamiento. (Figura N° 34)
- 12.1.6.- Secado del canal Radicular. (Figura N° 35)
- 12.1.7.- Cementación del Poste. (Figura N° 36)
- 12.1.8.- Reconstrucción con resina Compuesta. (Figura N° 37)
- 12.1.9.- Terminación de la Preparación. (Figura N° 38)
- 12.1.10.- Radiografía de control (figura N° 39)



Figuras N° 30 a la 39: Fuente: Bottino M. (2001)

12.2.- Poste de fibra de Carbono con núcleo en Resina Compuesta

12.2.1.- Canino superior derecho poco estético. (Figura N° 40)

12.2.2.- Radiografía Periapical. (Figura N° 41)

12.2.3.- Remanente Dental. (Figura N° 42)

12.2.4.- Poste de fibra de carbono cementado. (Figura N° 43)

12.2.5.- Poste de fibra no radiopacos. (Figura N° 44)

12.2.6.- Vista Incisal de la preparación. (Figura N° 45)

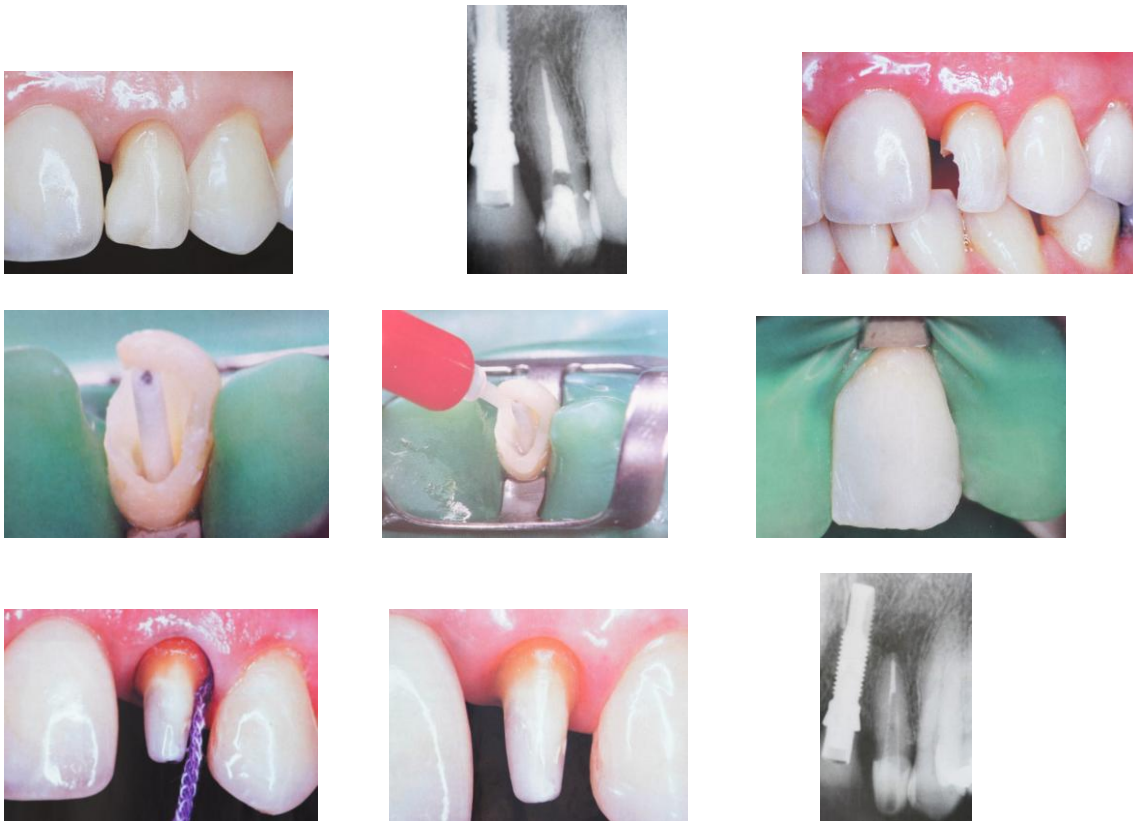
12.2.7.- Preparación finalizada. (Figura N° 46)



Figuras N° 40 a la 46: Fuente: Bottino M. (2001)

12.3.- Poste de fibra de Carbono con revestimiento estético.

- 12.3.1.- Incisivo lateral superior izquierdo. (Figura N° 47)
- 12.3.2.- Radiografía Periapical. (Figura N° 48)
- 12.3.3.- Remanente Dental. (Figura N° 49)
- 12.3.4.- Cementado del Poste de carbono estético. (Figura N° 50)
- 12.3.5.- Adhesivo en la porción coronaria del Poste (Figura N° 51)
- 12.2.6.- Acabado de la preparación. (Figura N° 52)
- 12.2.7.- Preparación finalizada. (Figura N° 53)
- 12.3.6.- Poste de fibra de carbono no radiopacos. (Figura N° 54)



Figuras N° 47 a la 54: Fuente: Bottino M. (2001)

12.4.- Poste y Muñón Cerámicos colados

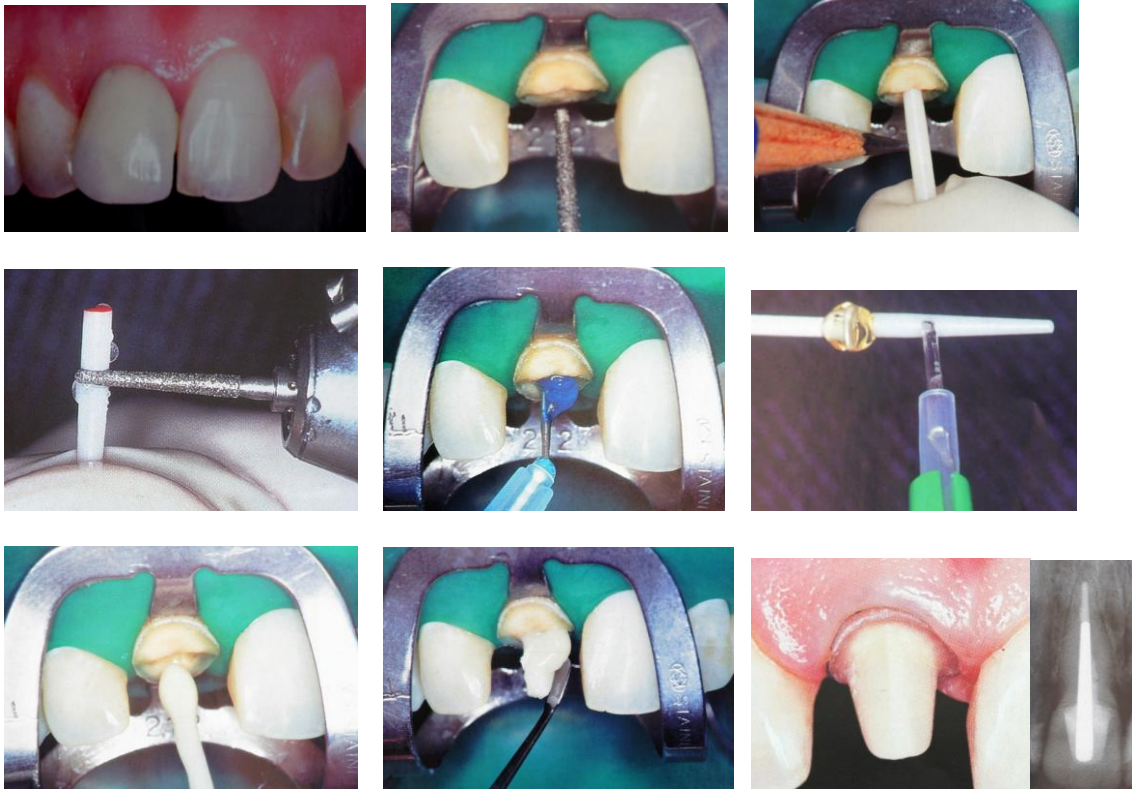
- 12.4.1- Segundo premolar superior derecho no estético (Figura N° 55)
- 12.4.2.- Preparación del canal radicular. (Figura N° 56)
- 12.4.3.- Evaluación radiográfica del poste. (Figura N° 57)
- 12.4.4.- Modelado de la porción coronaria. (Figura N° 58)
- 12.4.5.- Impresión de transferencia. (Figura N° 59)
- 12.4.6.- Poste/muñón colado en el modelo de trabajo. (Figura N° 60)
- 12.4.7.- Poste/Muñón cerámico colado. (Figura N° 61)
- 12.4.8.- Poste cerámico cementado y preparado. (Figura N° 62)
- 12.4.9.- Aspecto Radiográfico. (Figura N° 63)



Figuras N° 55 a la 63: Fuente: Bottino M. (2001)

12.5.- Poste Prefabricado de Circonio

- 12.5.1.- Incisivo Central superior derecho no estético (Figura N° 64)
- 12.5.2.- Preparación del canal radicular. (Figura N° 65)
- 12.5.3.- Prueba del Poste. (Figura N° 66)
- 12.5.4.- Ajuste de la longitud del Poste. (Figura N° 67)
- 12.5.5.- Acondicionamiento de la dentina. (Figura N° 68)
- 12.5.6.- Silanización de la superficie del Poste. (Figura N° 69)
- 12.5.7.- Cementado del Poste. (Figura N° 70)
- 12.5.8.- Modelado de la porción coronaria. (Figura N° 71)
- 12.5.9.- Muñón estético terminado (Figura N° 72)
- 12.5.10.- Aspecto Radiográfico. (Figura N° 73)



Figuras N° 64 a la 73: Fuente: Bottino M. (2001)

12.6.- Poste Prefabricado de Fibra de Vidrio

- 12.6.1- Incisivo Lateral superior Izquierdo no estético (Figura N° 74)
- 12.6.2.- Preparación del canal radicular. (Figura N° 75)
- 12.6.3.- Ajuste de la longitud del Poste. (Figura N° 76)
- 12.6.4.- Secado del canal después del acondicionamiento (Figura N° 77)
- 12.6.5.- Aspecto de la preparación finalizada. (Figura N° 78)
- 12.6.6.- Aspecto Radiográfico (no radiopaco). (Figura N° 79)



Figuras N° 74 a la 79: Fuente: Bottino M. (2001)

13.- Agentes Cementantes

Muchos de los cementos actuales se pueden utilizar con éxito para cementar un poste, si se siguen los principios apropiados. Los más comunes son el fosfato de zinc, el ionómero de vidrio, y los ionómeros de vidrio modificado con resina. La tendencia reciente ha estado hacia los cementos resinosos, porque ellos aumentan la retención (Mezzomo y Col 2.003, Nissan y Col 2.001), tiende

a filtrarse menos que otros cementos (Reid y Col 2.003, Bachicha y Col 1.998, Mannocci y Col 2.001), y refuerza la raíz al menos por un tiempo (Mezzomo y Col 2.003, Mannocci y Col 1.999). Un estudio de Bachicha y col. (1.998) divulgó menos filtración cuando fue utilizado un cemento resinoso con postes de acero inoxidable y postes de fibra de carbón en comparación con cementos de fosfato o de vidrio ionómero. Resultados similares fueron divulgados por Reid y Col (2.003).

Asimismo, Junge y col (1.998) divulgaron que los postes cementados con cementos resinoso eran más resistentes a la carga cíclica que los cementados con fosfato del zinc o cemento vidrio-ionómero modificado con resina. Los cementos resinosos han sido recomendados por su capacidad de reforzar raíces con paredes delgadas (Saupe y Col 1.996, Katebzadeh y Col 1.998). Los ejemplos incluyen dientes inmaduros o dientes con caries extensas. La resina se puede unir a algunos tipos de postes, teóricamente, la unidad dentina/resina/poste se puede ensamblar por vía adhesiva, por lo menos por un periodo de tiempo. Desafortunadamente, los cementos resinosos tienen algunas desventajas. Los cementos Resinosos presentan una técnica más sensible que la mayor parte de otros agentes cementantes. Requieren pasos adicionales tales como la preparación de las paredes del canal con ácido o EDTA y colocación de un agente de unión a la dentina. La contaminación de la dentina o del poste puede ser un problema. La colocación de grabadores y de materiales adhesivos profundamente en el espacio del canal también es problemático. El poste se debe cementar con cementos resinosos autocurados o de curado dual (Ferrari y Col 2.001) que son mezclados y colocados con el

poste. Estos pasos deben ser realizados rápidamente y asegurar que el poste quede asentado totalmente.

Se cree generalmente que los selladores radiculares que contienen eugenol inhiben la polimerización de los cementos resinosos. Se divulga que este problema se puede evitar con la limpieza y el grabado cuidadoso de las paredes del canal (Wolanek y Col 2.001, Mannocci y Col 2.001, Boone y Col 2.001, Mayhew y Col 2.000). Según un estudio de Varela y col (108), la preocupación por los efectos negativos de los irrigantes de hipoclorito de sodio sobre la adhesión resinosa a la dentina también son infundadas. Los sistemas adhesivos de cuarta generación (sistemas de 3 pasos) proporcionan un mejor sellado adhesivo a la dentina radicular que los sistemas más recientes de 2 pasos o de quinta generación (Mannocci y Col 2.001, Vichi y Col 2.002).

Los cementos de autocurados o de curado dual son los recomendados debido a la limitada penetración de la luz en la raíz, incluso con postes translúcidos (Ferrari y Col 2.001).

13.1.- Método de Cementado

El método para cementar un poste, incluye la colocación del agente cementante en el poste y/o la colocación del agente cementante en el canal, con un lentulo, el cual, es el método de colocación más usado. El agente cementante también se puede colocar en el canal con un tubo agujereado, mientras la extremidad del tubo se inserte al fondo del espacio del canal y el material se excluye de la extremidad mientras que se quita lentamente del canal. Después de que el agente cementante se coloque en el canal, el poste se cubre con el agente cementante y se inserta. (Chapman y col. 1985).

13.2.- Forma del Canal

La forma predominante del canal es ovoide y las paredes de los postes prefabricados son comúnmente paralelas, por lo que la mayoría de los postes prefabricados no se adaptan bien a las paredes del canal. Consecuentemente, el poste no se adapta a la preparación y el agente cementante no sella totalmente la interfase. (Chapman y col. 1985).

13.3.- Preparación del Canal

Han sido investigados varios métodos para preparar el espacio del poste y su efecto sobre el sellado apical, los cuales incluyen, instrumentos rotatorios, instrumentos calentados y los solventes (Kwan y col. 1981, Mattison y col. 1984, Madison y col. 1984, Suchina y col. 1985, Dickey y col. 1982), la literatura es ambigua respecto a este tema y no se ha encontrado ningún método superior a otro. Cuando es necesario, la gutapercha se debe quitar con un instrumento endodóntico caliente hasta que se alcanza la longitud deseada. Un mínimo de cuatro a cinco milímetros de gutapercha debe permanecer para preservar el sellado apical (Kvist y col. 1989), el cual debe ser confirmado radiográficamente antes de cementar el poste.

Después de retirar la gutapercha, se utilizan los ensanchadores para ampliar el espacio del canal. Cada sistema prefabricado de poste, viene acompañado de instrumentos rotatorios para ensanchar y dar forma al canal siguiendo la dirección creada por los instrumentos manuales. Estos instrumentos no deben ser usados para quitar el material de relleno, no deben ser forzados sino que deben seguir en forma pasiva el curso del canal previamente establecido, como precaución se deben poner señaladores en los instrumentos para indicar

la profundidad deseada. Los instrumentos pueden eliminar la dentina y causar una angulación indeseable de la preparación o perforar la raíz. La meta debe ser elige el sistema prefabricado constante con el diámetro más pequeño para preservar la resistencia radicular. (Sorensen 1988, Weine 1999).

13.4.- Localización en el Arco Dental

La localización del diente en el arco dental hace necesario diversos requisitos restaurativos para asegurar la longevidad del diente endodóticamente tratado (Guzy y col. 1979, Trabert y col. 1978, Cantor y col. 1977, Lovdahl y col. 1977, Nayyar y col. 1980, Christian y col. 1981), Varios estudios in vitro (Guzy y col. 1979, Sidoli y col. 1997, Lovdahl y col. 1977) han confirmado una mayor resistencia a la fractura de los dientes antero superiores endodóticamente tratados, con una pequeña restauración en comparación con incisivos centrales superiores restaurados con coronas y muñón artificial. Por lo tanto, es responsabilidad del odontólogo seleccionar coronas, cuando existen las destrucciones grandes o por estética. Sin embargo, el recubrimiento de las cúspides se recomienda comúnmente para los dientes posteriores endodóticamente tratados. (Milot y col. 1992).

Clínicamente, un poste en un diente antero superior esta sujeto a fuerzas compresivas, tensionales, de cizallamiento y de torque. En la interfase post-dentina, las fuerzas que tienden a desalojar el poste son las fuerzas de cizallamiento inclinadas hacia vestibular (Wood 1983, Caputo y col. 1976), varios estudios han sugerido que forma de aumentar la resistencia es con el uso de una preparación biselada (Brandal y col. 1987, Sorensen y col. 1984). La región antero superior se considera un área de riesgo elevado, que puede

ser debido en parte como resultado de la carga direccional desfavorable durante la función (Milot y col. 1992, Mentink y col. 1993).

13.5.- Recomendaciones Clínicas

Para el diagnóstico es esencial evaluar la raíz y el espacio para el poste por medio de una radiografía, determinando así la longitud, el diámetro, y el tipo del poste que se utilizará. La longitud del poste se debe evaluar para cada situación clínica. Aun cuando tres cuartos de la longitud de la raíz es lo ideal, esto muchas veces no es posible para algunas unidades dentarias sin que se afecte el sellado apical. Cuando se restauran dientes con raíces largas, se puede realizar una longitud deseable a tres cuartos de la raíz, mientras que otras unidades dentarias con una raíz más corta, tendrán postes igual en longitud a la corona clínica debido a la necesidad de mantener por lo menos cuatro milímetros de gutapercha de sellado apical.

No hay evidencia que el uso de un poste con un diámetro un tercio mayor que el diámetro radicular mejora la retención del poste. Por lo tanto el odontólogo debe seleccionar un poste que sea tan largo como sea posible dentro de la longitud axial del diente y de un diámetro mínimo para maximizar la preservación de la estructura dental restante.

El poste seleccionado se prueba en el espacio del canal radicular para corroborar su ajuste, es necesario ratificar la posición del poste con una radiografía. Aunque no hay sistema universal de poste y muñón que sea óptimo para todos los dientes, El poste de lado paralelo, estriado y ventilado puede satisfacer muchas situaciones clínicas.

Las excepciones son los canales radiculares anchos y cónicos (pulpa inmadura y/o preparación endodóntica agresiva), Raíces delgadas donde la preparación apical podría arriesgar la perforación y, conductos radiculares cortos y/o curvos donde la retención creciente puede requerir de un poste más corto. Otro sistema digno de consideración es el sistema de poste de lado paralelo, roscado, de tronco hendido; sin embargo, los postes roscados generan niveles altos de tensión, por lo tanto esta lejos de ser un poste pasivo (Sidoli y col. 1997, Henry 1977, Standlee y col. 1978, Ross y col. 1991, Bums y col.1990, Ruemping y col. 1979).

Para reducir al mínimo las tensiones en la instalación, los postes roscados deben ser interrumpidos antes de que el poste alcance el fondo del canal preparado permitiendo que el poste no sea desalojado por la rotación contraria (Trabert y col. 1978, Cooney y col 1986). Los postes lisos cónicos (Weine y col.1991), se pueden utilizar, sin embargo, los datos sugieren que el éxito a largo plazo puede ser difícil de establecer (Torbjorner y col. 1995, Henry 1977, Sorensen y col. 1984, Johnson y col. 1978, Cooney y col 1986, Ruemping y col. 1979). Los postes cónicos roscados no se recomiendan y el poste de lado paralelo con hendidura se debe insertar con cuidado extremo para prevenir la fractura radicular (Standlee y col. 1980, Zmener 1980).

El cementado depende más de la técnica que del material usado. Un factor importante es la densidad de la película del cemento. La calidad del volumen del cemento depende de las características de manipulación del agente cementante, particularmente su fluidez. Por muchos años, el cemento del fosfato del zinc ha demostrado su confiabilidad y su capacidad para

proporcionar una retención constante. El cemento de ionómero de vidrio como por ejemplo los cementos Fuji I (GC America, Chicago, Ill.) y Ketac-Cem (Espe-Premier, Norristown, Pa.) son populares debido a su facilidad de manipulación, capacidad de adherirse a los tejidos duros del diente y sus propiedades de resistencia.

Los agentes cementantes resinosos como el cemento de Bisco C&E (Bisco Dental Products, Itasca, Ill.) ha demostrado alta resistencia compresiva y tensional, un potencial para una alta unión micromecánica a la dentina y para esas situaciones que requieren la retención adicional. Sin embargo, los cementos resinosos tienen una técnica sensible y se debe practicar la unión a los tejidos dentarios con estos agentes cementantes antes de su uso clínico.

Los cementos de fosfato de zinc, ionómero de vidrio y resinosos formulados específicamente para cementar tienen excelente fluidez. La colocación del agente cementante en el conducto radicular con un lentulo espiral y luego el poste es el método recomendado para alcanzar una fluidez adecuada de la película y por lo tanto un poste bien cementado.

Algunos agentes cementantes tienen tiempos de manipulación cortos comparados con el fosfato del zinc por lo tanto este proceso debe ser más rápido. Por ejemplo, el cemento resinoso Panavia 21, que polimeriza en ausencia de oxígeno, puede endurecer antes de que el poste este completamente asentado en el espacio del canal radicular. Los cementos de ionómero de vidrio reforzados con resina poseen propiedades excelentes; sin embargo, debido a la expansión que experimenta se sugiere no utilizarlo en el cementado de postes.

14.- Materiales Reconstructores de Muñones

El propósito de un poste es retener el muñón, que a su vez, retiene la corona. Con un poste/muñón colado, el muñón se fabrica con el poste directamente en el diente o indirectamente en un molde. La forma y la orientación general del muñón se desarrollan durante la fabricación del patrón de colado. Los postes prefabricados se utilizan conjuntamente con un material restaurativo reconstructor que se aplica después de la cementación del poste. Los materiales de vidrio-ionómero, incluyendo el vidrio-ionómero modificado con resina, carece de adecuada resistencia a la fractura como material reconstructor (Gateau y Col 2.001, Mollersten y Col 2.002) y no debe ser utilizado en dientes con extensa pérdida estructura dental. Cuando hay una mínima pérdida de estructura dental y un poste no es necesario, los materiales de vidrio-ionómero trabajan bien como soporte, por ejemplo, después de retirar una restauración MOD.

La amalgama se ha utilizado como material reconstructor por su reconocida resistencia. Tiene buenas propiedades físicas y mecánicas (Gateau y Col 1.999, Kovarik y Col 1.992) y trabaja bien en áreas de alta tensión. En muchos casos, requiere la adición de pernos o de otros métodos para proporcionarles retención y resistencia a la rotación. La colocación puede ser complicada cuando hay mínima estructura dental y la preparación coronaria se puede retrasar para permitirle cumplir el tiempo de endurecimiento del material. La amalgama puede causar problemas estéticos en dientes restaurados con coronas de cerámica y a veces hace que la encía se vea oscura. También hay un riesgo de tatuar el margen cervical con partículas de amalgama durante la

preparación de la corona. Por estas razones y por la preocupación a los potenciales peligros de la contaminación mercurial, no es ampliamente utilizada como material de reconstrucción. La Amalgama no tiene ninguna característica adhesiva y se debe utilizar con un sistema adhesivo para la reconstrucción (Howdle y Col 2.002). Actualmente, las resinas compuestas son el material más popular para los reconstruir los muñones, ya que, tienen algunas propiedades de un material ideal. Puede ser unido a muchos de postes y a la estructura dental restante para aumentar la retención (Hsu y Col 2.002). Tiene alta resistencia tensional y el diente se puede preparar para una corona inmediata después de la polimerización. Pilo y col (Pilo y Col 2.002) demostraron que los muñones de resinas compuestas tienen resistencia a la fractura comparable a la amalgama y a los poste/muñón colado, con patrones de fractura más favorables cuando fallan. Mejora el aspecto de los dientes pigmentados y puede ser utilizado bajo restauraciones translúcidas sin afectar al resultado estético. Tiene como desventaja, que los composites contraen durante la polimerización, formando espacios que hacen la adhesión más débil, absorben agua después de la polimerización, produciendo expansión (Oliva 1.987), y experimenta deformación plástica bajo ciclo de cargas repetidas (Gateau y Col 1.999, Kovarik y Col 1.992). La adherencia a la dentina del piso pulpar no es tan resistente o confiable como a la dentina coronal (Kijssamanmith y Col 2.002). El aislamiento absoluto debe ser un requisito, si se pretende que la superficie dentinaria no se contamine con sangre o saliva durante los procedimientos de adhesión. Aunque la resina compuesta está lejos de ser el material ideal, es actualmente el material más utilizado en la reconstrucción de

muñones. Las resinas compuestas no son una buena opción cuando queda un mínimo de estructura dental coronal, debido principalmente porque el aislamiento es un problema.

Tabla Nº 3: COMPARACION ENTRE LAS PROPIEDADES PRINCIPALES DE LOS CEMENTOS

Propiedad	Ionómero De Vidrio	Policarboxilato	Resina	Óxido de zinc Eugenol-EBA	Fosfato de zinc
Resistencia a la compresión (Mpa)	150-215 Buena-Excelente	55-127 Aceptable-Buena	200 Excelente	70-105 Aceptable-Buena	90-130 Buena
Resistencia a la tracción (Mpa)	8-14 Buena-Excelente	6-14 Buena	40 Excelente	4-5 Buena	5-7 Buena
Módulo de elasticidad (rigidez)	Buena	Aceptable	Excelente	Aceptable	Buena-Excelente
Espesor de la película (en µm)	25 Bueno	25-48 Bueno	20-30 Pobre	25-35 Bueno	125 / 1140 Bueno
Solubilidad	0,4	0,04 – 0,08	0,13	0,04	0,05
Fluidez	Excelente	Aceptable-Buena	Pobre-Aceptable	Buena	Buena
Reacción Pulpar	Ninguna	Ninguna	Extrema	Ninguna	Moderada
Tiempo de Fraguado	Rápido	Moderado	Variable	Moderado	Lento
Facilidad de Uso	Aceptable (crítica la mezcla)	Buena	Buena	Aceptable (pegajoso)	Buena
Color	Aceptable	Aceptable	Excelente	Pobre (blanco)	Buena
Frecuencia de uso clínico	Moderada	Moderada	Baja, pero en aumento	Muy baja	Moderada
Ventajas	Resistencia Cariostático Alta Fluidez	Rápido Baja Repuesta pulpar	Resistente	Seda la pulpa Puede ser usado en campo húmedo	Resistente
Inconvenientes	Sensibilidad ocasional	Fluidez baja	Irritación pulpar Gran espesor de capa	Solubilidad	Irritación pulpar Lento periodo de fraguado
Indicaciones	Uso general Grandes espacios edéntulos Personas con caries activas Postes	Uso general Dientes sensibles	Veeners de porcelana y onlays Prótesis retenidas por resinas Postes	Dientes sensible Campo húmedo	Uso General Grandes espacios edéntulos
Marcas Comerciales	Fuji I® (GC Int'l) Ketac-Cem® (Espe) Zionomer® (Den-Mat)	Durelon® (Premier) Llv Cenera® (GC Int'l)	C&B Metabond® (Parkell) Ultradond® (Den-Mat) Panavia® (Kuratay) All-Bond C&B L Comp® (Bisco)	Opotow Alumina EBA® (TeledyneGetz) Super EBA®	(Bosworth) Fleck's® (Mizzy)

Fuente: Mallat E. (2007)

III.- Protocolos de Restauración de Dientes Endodónticamente Tratados

IV.- Conclusiones

Si se siguen los principios básicos en la restauración de dientes endodónticamente tratados, es posible alcanzar niveles de éxito clínico con la mayor parte de los sistemas restaurativos actuales.

Estos principios incluyen:

1. Evite la contaminación bacteriana del sistema radicular
2. Proporcione la cobertura cúspidea para los dientes posteriores
3. Preserve la estructura radicular y coronal del diente
4. Utilice los postes con resistencia adecuada en diámetros finos
5. Proporcione la longitud adecuada del poste para la retención
6. Maximice la forma de resistencia incluyendo un ferrule adecuado
7. Utilice postes recuperables.

La mayoría de los sistemas de postes pueden ser utilizados con éxito si se siguen estos principios, pero algunos postes se deben excluir debido a una resistencia inadecuada y dificultad de recuperación. Los postes de aleaciones de Titanium son relativamente débiles y pueden estar sujetos a fractura en diámetros finos. También son más difíciles de recuperar que otros postes metálicos. Los postes activos, roscados deben ser utilizados solamente cuando se requiere la retención máxima. Imparten tensión en la estructura radicular y son difíciles de recuperar. Los postes cerámicos y de circonio no son recuperables en la mayoría de los casos y deben ser evitados. La tendencia en la práctica clínica es hacia los postes de fibra, ya que, su funcionamiento in Vitro se aproxima al de los postes metálicos y la mayoría de los estudios reportan que su modo de falla es más favorable que los postes metálicos. El

uso de los postes de fibra continuará creciendo, si se asume que la investigación clínica futura de largo plazo, estudia niveles similares del éxito ya informado, según lo considerado en los estudios publicados a corto plazo. Otras modificaciones en sus propiedades físicas y mecánicas probablemente también mejorarán su funcionamiento clínico.

Referencias Bibliográficas

1. Abbott PV. **Assessing restored teeth with pulp and periapical diseases for the presence of cracks, caries and marginal breakdown.** Aust Dent J 2004; 49:33–9.
2. Abbott PV. **Incidence of root fractures and methods used for post removal.** Int Endod J 2002; 35:63–7.
3. Abou-Rass M, Jann JM, Jobe D, Tsutsui F. **Preparation of space for posting: effect on thickness of canal walls and incidence of perforation in molars.** J Am Dent Assoc 1982; 104:834-7.
4. About I, Bottero M, De Denato P, Camps J, Franquin J, Mitsiadis T. **Human dentin production in vitro.** Cell Res. 2000; 10: 33-41.
5. Abramovitz I, Tagger M, Tamse A, Metzger Z. **The effect of immediate vs. delayed post space preparation on the apical seal of a root canal filling: a study in an increased-sensitivity pressure-driven system.** J Endodon 2000; 26:435–9.
6. Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. **The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study.** J Endo 2001; 27:292–5.
7. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. **Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions.** J Prosthet Dent 1995; 73:464 –70.
8. Akkayan B, Gulmez T. **Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.** J Prost Dent 2002; 87:431–7.
9. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. **Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts.** J Dent 2004; 32:443–50.
10. Al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. **An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations.** Int Endod J 2001;34:40–6.
11. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. **Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness.** Dent Mater 1997; 13: 146 –50.
12. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Mol A, Davidson CL. **The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers.** J Dent Res 1992; 71:1619 –22.
13. Alves J, Walton R, Drake D. **Coronal leakage: endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals.** J Endod 1998; 24:587–91.

14. Al-Wahadni A, Gutteridge DL. **An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration.** *Int Endod J* 2002; 35:913–8.
15. Angobaldo, A. S. **Factores biomecánicos de resistencia de la dentina del diente endodónticamente tratado.** *Rev. Mundo Odontológico Lima. Perú;* 1999; 37: 40-44.
16. Aquilino SA, Caplan DJ. **Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth.** *J Prosthet Dent* 2002;87:256–63.
17. Ari H, Yasar E, Belli S. **Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin.** *J Endod* 2003; 29:248 –51.
18. Armstrong SR, Vargas MA, Chung I. **Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage.** *Oper Dent* 2004; 29:705–12.
19. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. **Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage.** *J Adhes Dent* 2003; 5:47–56.
20. Asmussen E, Peutzfeldt A. **Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive.** *J Adhes Dent* 2003; 5:41–5.
21. Ayad MF, Rosenstiel SF. **Preliminary evaluation of tin plating for extracoronal restorations: evaluation of marginal quality and retention.** *Int J Prosthodont* 1998;11: 44–8.
22. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. **Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts.** *J Endodon* 1998; 24:703–8.
23. Baratieri LN, De Andrada MA, Arcari GM, Ritter AV. **Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors with direct composite.** *J Prosthet Dent* 2000; 84:180–4.
24. Barghi N. **To silanate or not to silanate: making a clinical decision.** *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21:659–62, 664.
25. Barkhordar, R. (1990): **Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques.** *Quintessence Int.*; 21: 585-588.
26. Barkmeier WW, Latta MA. **Laboratory evaluation of a metal-priming agent for adhesive bonding.** *Quintessence Int* 2000;31:749 –52
27. Barkmeier WW, Murrin JR, Anderson RW. **Amalgam restoration of posterior teeth before endodontic treatment.** *J Endodont* 1980; 6:446-9.

28. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM. **A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine.** *Int Endod J* 2004; 37:840–8.
29. Boone KJ, Murchison DF, Schindler WG, Walker WA. **Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers.** *J Endodon* 2001; 27:768–71.
30. Bottino M.A. Ferreira A. Miyashita E. Giannini V **Estética en Rehabilitación Oral. Metal Free.** Artes Médicas. Latinoamérica. 2001. Sao Paulo. Brasil.
31. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC. **Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems.** *J Dent* 2001; 29:55– 61.
32. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. **Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin.** *Dent Mater* 2003; 19:199 –205.
33. Bouillaguet S. **Biological risks of the resin-based materials to the dentin-pulp complex.** *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; 15:47– 60.
34. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. **Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays.** *J Dent* 2002; 30:333– 40.
35. Braga RR, Ferracane JL. **Alternatives in polymerization contraction stress management.** *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15:176–84.
36. Brandal JL, Nicholls JI, Harrington GW. **A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth.** *J Prosth Dent* 1987; 58:161-5.
37. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. **Stress distribution surrounding endodontic posts.** *J Prosthet Dent* 1990; 64:412-8.
38. Buonocore MG. **A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.** *J Dent Res* 1955; 34:849 –53.
39. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. **Stress distribution surrounding endodontic posts.** *J Prosthet Dent* 1990; 64:412–8.
40. Butler W, Ritchie H (1995). **The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins.** *Int. J. Dey. Biol.* 39: 169-179.
41. Butler W. (1998) **Dentin matrix proteins.** *Eur. J. Oral Sci.* 106: 204-210.

42. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. **Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study.** *Int J Prosthodont* 2001; 14:58–64.
43. Calamia JR. **Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence.** *NY J Dent* 1983; 53:255–9.
44. Camp LR, Todd MJ. **The effect of dowel preparation on the apical seal of three common obturation techniques.** *J Prosthet Dent* 1983; 50:664–6.
45. Capurro MA, Herrera CL, Macchi RL. **Influence of endodontic materials on the bonding of glass ionomer cement to dentin.** *Endod Dent Traumatol* 1993; 9:75–6.
46. Caputo M, Standlee JR **Pins and posts- why, when and how.** *Dent Clin North Am* 1976; 20:299-3311.
47. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. **Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilize self-etching primers to dentine.** *J Dent* 2004; 32:55–65.
48. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. **A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief.** *Oper Dent* 1996; 21:17–24.
49. Chapman KW, Worley JL, von Fraunhofer JA. **Effect of bonding agents on retention of posts.** *Gen Dent* 1985; 22:128-30.
50. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. **Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems.** *Oper Dent* 2003; 28:747–55.
51. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C. **In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth.** *J Den Res* 2005; 84:223–7.
52. Cheung GS, Chan TK. **Long-term survival of primary root canal treatment carried out in a dental teaching hospital.** *Int Endod J* 2003; 36; 117–28.
53. Christian GW, Button GL, Moon PC, England MC, Douglas HB. **Post core restoration in endodontically treated posterior teeth.** *J Endo* 1981; 7:182-5.
54. Cobankara FK, Adanir N, Belli S, Pashley DH. **A quantitative evaluation of apical leakage of four root-canal sealers.** *Int Endod J* 2002; 35:979–84.

55. Colley IT, Hampson EL, Lehman ML. **Retention of post crowns. An assessment of the relative efficiency of posts of different shapes and sizes.** Br Dent J 1968; 124:63-9.
56. Cooney JP, Caputo M, Trabert KC. **Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts.** J Prosthet Dent 1986; 55:540-6.
57. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. **In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration.** J Prosthodont 2001; 10:26-36.
58. Couve E. **Changes in the predentin thickness and mineralization front configuration in developing human premolars.** Acta Anat. 1987; 130: 324-328.
59. Craig RG, Farah JW. **Stress analysis and design of single restorations and fixed bridges.** Oral Sci Rev 1977; 10:45-74.
60. Craig RG. **Restorative Dental Materials**, 10th ed. St. Louis: Mosby-Year Book, 1998.
61. Crespo P, Navajas J, Cañizares E, Cubero M, Campos A **Estudio microscópico y micro analítico de la remineralización dentaria.** Histol. Med. 1985; 1: 85-92.
62. Cunningham MP, Meiers JC. **The effect of dentin disinfectants on shear bond strength of resin-modified glass-ionomer materials.** Quintessence Int 1997; 28:545-51.
63. Davidson CL, de Gee AJ. **Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites.** J Dent Res 1984; 63:146-8.
64. De Moor RJ, Hommez GM, De Boever JG, Delme KI, Martens GE. **Periapical health related to the quality of root canal treatment in a Belgian population.** Int Endod J 2000; 33:113-20.
65. De Munck J, Braem M, Wevers M. **Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces.** Biomaterials 2005; 26:1145-53.
66. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. **A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results.** J Dent Res 2005; 84:118-32.
67. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y. **Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin.** J Dent Res 2003; 82:136-40.
68. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. **Four year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin.** Eur J Oral Sci 2004; 112:73- 83.

69. De Oliveira Carrilho MR, Tay FR, Pashley DH, Tjaderhane L, Carvalho RM. **Mechanical stability of resin-dentin bond components.** Dent Mater 2005; 21:232–41.
70. De Oliveira DP, Barbizam JV, Trope M, Teixeira FB. **Comparison between gutta-percha and Resilon removal using two different techniques in endodontic retreatment.** J Endod 2006;32:362–4.
71. De Rijk WG. **Removal of fiber posts from endodontically treated teeth.** Am J Dent 2000; 13:19B–21B.
72. Della Bona A, Anusavice K, Shen C. **Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics.** J Adhes Dent 2000; 2:305–13.
73. Demarchi MGA, Sato EFL. **Leakage of interim post and cores used during laboratory fabrication of custom posts.** J Endod 2002; 28:328–9.
74. Deveaux E, Hildebert P, Neut C, Boniface B, Romond C. **Bacterial microleakage of Cavit, IRM, and TERM.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992; 74:634–43.
75. Dickey DJ, Harris GZ, Lemon RR, Luebke RG. **Effect of post space preparation on apical seal using solvent techniques and Peeso reamers.** J Endod 1982;8:351-4.
76. Dillard CR, Barfield RD, Tilashalski KR, Chavers LS, Eleazer PD. **Comparison of endodontist versus generalist regarding preference for post endodontic use of cotton pellets in pulp chamber.** J End 2002; 28:656–7.
77. Drummond JL, Bapna MS. **Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin.** Dent Mater 2003; 19:226–31.
78. Drummond JL. **In vitro evaluation of endodontic posts.** Am J Dent 2000; 13:5B–8B.
79. Duke ES, Lindemuth J. **Variability of clinical dentin substrates.** Am J Dent 1991; 4:241–6.
80. Eakle WS. **Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin.** Dent Mater 1986; 2:114–7.
81. Eckerbom M, Magnusson T. **Restoring endodontically treated teeth: a survey of current opinions among board-certified prosthodontists and general dental practitioners in Sweden.** Int J Prosthodont 2001;14:245–9.
82. Economides N, Kokorikos I, Kolokouris I, Panagiotis B, Gogos C. **Comparative study of apical sealing ability of a new resin-based root canal sealer.** J Endod 2004; 30:403–5.

83. Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. **Adhesives and nonshrinking dental resins of the future.** Quintess. Int 1993; 24: 632–40.
84. Eikenberg S, Shurtleff J. **Effect of hydration on bond strength of a silane-bonded composite to porcelain after seven months.** Gen D 1996; 44:58–61.
85. Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ, Heymann HO, Sigurdsson A. **Effects of blood contamination on resin-resin bond strength.** Den Mat 2004; 20:184–90.
86. Eldeniz AU, Erdemir A, Belli S. **Shear bond strength of three resin based sealers to dentin with and without the smear layer.** J Endod 2005; 31:293–6.
87. Engel Mb, Hilding Oh (1984) **Mineralization of developing teeth.** Scan. Electron Microsc. 4: 1833-1845.
88. Erdemir A, Ari H, Gungunes H, Belli S. **Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin.** J End 2004; 30:113–6.
89. Erdemir A, Eldeniz AU, Belli S, Pashley DH. **Effect of solvents on bonding to root canal dentin.** J Endod 2004;30:589 –92.
90. Estrela C, Estrela CRA, Barbin EL, Spano JCE, Marchesan MA, Pecora JD. **Mechanism of action of sodium hypochlorite.** Braz De J 2002; 13:113–7.
91. Ezzie E, Fleury A, Solomon E, Spears R, He J. **Efficacy of retreatment techniques for a resin-based root canal obturation material.** J Endod 2006; 32:341–4.
92. Fabianelli A, Goracci C, Ferrari M. **Sealing ability of packable resin composites in class II restorations.** J Adhes Dent 2003; 5:217–23.
93. Fabianelli A, Kugel G, Ferrari M. **Efficacy of self-etching primer on sealing margins of Class II restorations.** Am J Dent 2003; 16:37–41.
94. Fan B, Wu MK, Wesselink PR. **Coronal leakage along apical root fillings after immediate and delayed post spaces preparation.** Endod Dent Traumatol 1999; 15:124–7.
95. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. **Curing contraction of composites and glass ionomer cements.** J Prosthet Dent 1988; 59:297–300.
96. Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. **Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture.** J Prosthet Dent 1991; 65:179–87.

97. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. **A survey of cusp fractures in a population of general dental practices.** *Int J Prosthodont* 2002; 15:559–63.
98. Ferracane JL. **Current trends in dental composites.** *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6:302–18.
99. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Mjor IA. **Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate.** *Am J Dent.* 2000; 13:255–60.
100. Ferrari M, Marmocci F, Vichi A. (2000). **Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate.** *Am J Dent.* 13: 120-127.
101. Ferrari M, Tay F. **Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin.** *Oper Dent* 2003;28:3–8.
102. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. **Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores.** *Am J Dent* 2000; 13:15B–18B.
103. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. **Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation.** *Int J Prosthodont* 2001; 14:543–9.
104. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. **Efficacy of different adhesive Techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation.** *Den Mat.* 2001; 17:422–9.
105. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. **Retrospective study of the clinical performance of fiber posts.** *Am J Dent* 2000; 13: 9B–13B.
106. Fissore B, Nicholls, JI, Yuodelis RA. **Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin.** *J Prosthet Dent* 1991; 65: 80–5.
107. Fox K, Gutteridge DL. **An in vitro study of coronal microleakage in root canal treated teeth restored by the post and core technique.** *Int Endod J* 1997; 30:361–8.
108. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. **Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials.** *J Oral Rehabil* 2005;32:97–104
109. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. **Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin.** *Oper Dent* 2003; 28:543–51.
110. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. **Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading.** *Biomaterials* 2005; 26:2043–52.

111. Frankenberger R, Strobel WO, Kramer N, et al. **Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2003; 67:712–21.
112. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A. **The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 69:25–32.
113. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. **A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts.** J Prosthet Dent 1998; 80:151–7.
114. Freeman MA, Nicholls JI, Kydd WL, Harrington GW. **Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems.** J Endod 1998; 24:26–32.
115. Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. **Tensile strength and microhardness of treated human dentin.** Dent Mater 2004; 20:522–9.
116. Gallo JR 3rd, Miller T, Xu X, Burgess JO. **In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts.** J Prosthodont 2002; 11:25–9.
117. Galvan RR Jr, West LA, Liewehr FR, Pashley DH. **Coronal microleakage of five materials used to create an intracoronal seal in endodontically treated teeth.** J Endod 2002; 28:59–61.
118. Gateau P, Sabek M, Dailey B. **Fatigue testing & microscopic evaluation of post & core restorations under artificial crowns.** J Prosthet Dent 1999; 82:341–7.
119. Gateau P, Sabek M, Dailey B. **In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post-and-core applications.** J Prost De 2001; 86:149–55.
120. Gelb, M. (1986): **Resistance to cusp fracture in classII prepared and restored premolars.** JPD; 55: 184-186.
121. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ. **Resin-to-enamel bond strengths with various etching times.** Quintessence Int 1991;22:47–9.
122. Glazer B. **Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts—a prospective study.** J Can Dent Assoc 2000; 66:613–8.
123. Goldberg M, Septier D, Chardin H, Quintana M, Acevedo A, Gafni G, Schmalz G, (1995) **Dental mineralization.** Int. J. Dev. Biol. 39: 93- 110.

124. Goldman M, Goldman LB, Cavaleri R, Bogis J, Lin PS. **The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: part 2.** J Endod 1982; 8:487–92.
125. Gómez M. Campos A. **Histología y Embriología Bucodental.** 2da edición. Editorial Médica Panamericana. 2003. P 238.
126. Goodacre CJ, Spolnik KJ. **The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts.** J Prosthodont 1994; 3:243–50.
127. Goodacre CJ, Spolnik KJ. **The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part III. Tooth preparation considerations.** J Prosthodont 1995; 4:122–8.
128. Goodacre CJ, Spolnik KJ. **The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part II. Maintaining the apical seal.** J Prosthodont 1995; 4:51–3.
129. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. **The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts.** J Endod 2005; 31:608 –12.
130. Goracci C, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. **Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin.** Oper Dent 2005; 30:627–35.
131. Gunji T, Kobayashi S (1983) **Distribution and organization of odontoblast processes in human dentin.** Archs. Histol. Jap. 46: 213-2 19.
132. Guthrom CE, Johnson LD, Lawless KR. **Corrosion of dental amalgam and its phases.** J Dent Res 1983; 62:1372– 81.
133. Guzy GE, Nicholls JL **In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement.** J Prosthet Dent 1979; 42:39-44.
134. Gwinnett AJ. **Quantitative contribution of resin infiltration hybridization to dentin bonding.** Am J Dent 1993; 6:7–9.
135. Hachmeister KA, Dunn WJ, Larsen RB. **Fracture strength of amalgam crowns with repaired endodontic access.** Oper Dent 2002; 27:254–8.
136. Hannig M, Friedrichs C. **Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability.** Oper Den 2001; 26:3–11.
137. Harris R, Griffin N. (1978) **Fine structure of nerve ending in the human dental pulp.** Archs. Oral Biol. 13: 773-776.

138. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. **The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer.** Dent Mater 2000; 16:406–11.
139. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. **In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years.** J Dent Res 2000; 79:1385–91.
140. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. **Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function.** Am J Dent 2001; 14:211–5.
141. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M. **Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems.** J Dent 2002; 30:99–105.
142. Hashimoto M, Ohno H, Sano H. **Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage.** J Biomed Mater Res 2002; 63:306–11.
143. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. **Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures.** J Biomed Mater Res 2003; 66:324–30.
144. Hebling J, Pashley DH, Tjaderhane L, Tay FR. **Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo.** J Dent Res 2005;84:741–6.
145. Helfer, A. (1972): **Determination of moisture content of vital and pulpless teeth.** Oral Surg.; 34:661-670.
146. Heling I, Horwitz J, Sela J. **The outcome of teeth with periapical periodontitis treated with nonsurgical endodontic treatment: a computerized morphometric study.** Quintessence Int 2001; 32:397–400.
147. Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. **Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations.** J Prosthet Dent 2002; 87:674–8.
148. Herrera M, Castillo A, Bravo M, Liebana J, Carrion P. **Antibacterial activity of resin adhesives, glass ionomer and resin-modified glass ionomer cements and a compomer in contact with dentin caries samples.** Oper Dent 2000; 25:265–9.
149. Heydecke G, Butz F, Strub JR. **Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in vitro study.** J Dent 2001; 29:427–33.

150. Heydecke G, Peters MC. **The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review.** J Prosthet Dent 2002; 87:380–6.
151. Hilton TJ. **Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations: part 1.** Am J Dent 2002; 15:198-10.
152. Hilton TJ. **Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations: part 2.** Am J Dent 2002; 15:279–89.
153. Hock D. **Impact resistance of post and cores.** Int J Prosthodont 1993 6: 172-179.
154. Holland G. (1994) **Morphological features of dentine and pulp related to dentine sensitivity.** Archs. Oral Biol. 39: 3-11.
155. Hommez GM, Coppens CR, De Moor RJ. **Periapical health related to the quality of coronal restorations and root Fillings.** Int Endod J 2002; 35:680 –9.
156. Houille P, Voegel J, Schultz P, Steuer P, Cuisinier F. **High resolution electron microscopy: structure and growth mechanisms of human dentin crystals.** J. Dent. Res. 1997; 76: 895-904.
157. Howdle MD, Fox K, Youngson CC. **An in vitro study of coronal microleakage around bonded amalgam coronal-radicular cores in endodontically treated molar teeth.** Quintessence Int 2002; 33:22–9.
158. Hsu YB, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. **Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth.** Int J Prosthodont 2002; 15:175–8.
159. Hudis SI, Goldstein GR. **Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature.** J Prosthet Dent 1986; 55:33-8.
160. Hummel M, Kern M. **Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera.** Dent Mater 2004; 20:498 –508.
161. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. **Effects of post placement on endodontically treated teeth.** J Prosthet Dent 1989; 62:166–72.
162. Inoue K, Murakami T, Terada Y. **The bond strength of porcelain to Ni-Cr alloy: the influence of tin or chromium plating.** Int J Prosthodont 1992; 5:262– 8.
163. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, **Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive.** Dent Mater 2001; 17:445–55.
164. Inoue S, Vargas MA, Abe Y. **Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin.** J Adhes Dent 2001; 3:237– 45.

165. Iqbal MK, Johansson AA, Akeel RF, Bergenholtz A, Omar R. **A retrospective analysis of factors associated with the periapical status of restored, endodontically treated teeth.** *Int J Prosthodont* 2003; 16:31–8.
166. Isador F, Brondum K, Ravnholt G. **The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts.** *Int J Prosthodont* 1999; 12:78–82.
167. Isidor F, Brondum K. **Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts.** *Int J Prosthodont* 1992; 5:257–61.
168. Isidor F, Odman P, Brondum K. **Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts.** *Int J Prosthodont* 1996; 9:131–6.
169. Johnson JK, Sakamura JS. **Dowel form and tensile force.** *J Prosthet Dent* 1978; 40:645-9.
170. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. **Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth.** *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:360–4.
171. Junge T, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. **Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements.** *Int J Prosthodont* 1998; 11:558–64.
172. Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. **The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats.** *Oral Surg Oral Med Oral Path* 1965; 20:340 –9.
173. Kane JJ, Burgess JO. **Modification of the resistance form of amalgam coronal-radicular restorations.** *J Prosthet Dent* 1991; 65:470–4.
174. Kanno T, Ogata M, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. **Microtensile bond strength of dual-cure resin cement to root canal dentin with different curing strategies.** *Dent Mater J* 2004; 23:550–6.
175. Kantor ME, Pines MS. **A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth.** *J Prosthet Dent* 1977; 34:405-12.
176. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. **Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin.** *J Oral Rehabil* 2000; 27:103–10.
177. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. **Bond strength and durability of porcelain bonding systems.** *J Prost Dent* 1996; 75:163–8.

178. Kazemi RB, Meiers JC, Peppers K. **Effect of caries disclosing agents on bond strengths of total-etch and self-etching primer dentin bonding systems to resin composite.** Oper Dent 2002; 27:238–42.
179. Khayat A, Jahanbin A. **The influence of smear layer on coronal leakage of Roth 801 and AH26 root canal sealers.** Aust Endod J 2005; 31:66–8.
180. Kijssamanmith K, Timpawat S, Harnirattisai C, Messer HH. **Microtensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine.** Int Endod J 2002;35:833–9.
181. Kim SK, Kim YO. **Influence of calcium hydroxide intracanal medication on apical seal.** Int Endod J 2002; 35:623– 8.
182. Kirkevang LL, Orstavik D, Horsted-Bindslev P, Wenzel A. **Periapical status and quality of root fillings and coronal restorations in a Danish population.** Int Endod J 2000; 33:509–15.
183. Kishen, A. Ramamurty, U. Asundi, A. **Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine.** J. Biomed. Mater. Res. 2000; 51: 650-659.
184. Knight JS, Holmes JR, Bradford H, Lawson C. **Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems.** Am J Dent 2003; 16:252– 4.
185. Knight JS, Sneed WD, Wilson MC. **Strengths of composite bonded to base metal alloy using dentin bonding systems.** J Prosth Dent 2000; 84:149 –53.
186. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. **Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions.** J Prosthet Dent 1992; 68:584–90.
187. Kuroe T, Tanino Y. **Contraction stress of composite resin build-up procedures for pulpless molars.** J Adhes Dent 2003; 5:71–7.
188. Kvist T, Rydin E, Reit C. **The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts.** J Endodont 1989; 15:578-80.
189. Kwan EH, Harrington GW. **The effect of immediate post preparation on apical seal.** J Endodont. 1981; 7:325-9.
190. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. **Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.** Dent Mater 1999; 15:128 –37.
191. Lai SC, Mak YF, Cheung GS. **Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin.** J Dent Res 2001; 80:1919 –24.

192. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. **Mechanical properties of endodontic posts.** J Oral Rehab 1997; 24:882–7.
193. Leary JM, Aquilino SA, Svare CW. **An evaluation of post length within the elastic limits of dentin.** J Prosthet Dent 1987; 57:277-81.
194. Lesot, H. Smith, A. Tziafas, D. Begue-Kim, C. Cassidy, N. Ruch, J. **Biologically active molecules and dental tissue repair: a comparative review of reactionary and reparative dentinogenesis with the induction of odontoblast differentiation in vitro.** 1994; Cells Mater. 4: 199-218.
195. Libman WJ, Nicholls JI. **Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns.** Int J Prosthodont 1995;1:155–61.
196. Lin LM, Skribner JE, Gaengler P. **Factors associated with endodontic treatment failures.** J Endod 1992; 18:625–7.
197. Linn, J. **Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars.** 1994; JOE; 20: 479-485.
198. Lopes GC, Cardoso Pde C, Vieira LC, Baratieri LN. **Microtensile bond strength to root canal vs pulp chamber dentin: effect of bonding strategies.** J Adhes Dent 2004; 6:129 –33.
199. Lovdahl PE, Nicholls JI. **Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel cores.** J Prosthet Dent 1977; 34:507-14.
200. Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. **Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique.** Quintessence Int 1986; 17:777– 84.
201. Macchi RL, Capurro MA, Herrera CL, Cebada FR, Kohen S. **Influence of endodontic materials on the bonding of composite resin to dentin.** Endod Dent Traumatol 1992; 8:26 –9.
202. Madison S, Zakariasen KL. **Linear and volumetric analysis of apical leakage in teeth prepared for posts.** J Endod 1984; 10:422-7.
203. Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Newton CW. **Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study.** J Endodon 1991; 17:324–31.
204. Mah T, Basrani B, Santos JM. **Periapical inflammation affecting coronally inoculated dog teeth with root fillings augmented by white MTA orifice plugs.** J Endod 2003; 29:442– 6.
205. Mahoney, E. Holt, A. Swain, M. Kilpatrick, N . **The hardness and module of elasticity of primary molar teeth: An ultra-microindentation study.** J. Dent. 2000; 28: 589-594.

206. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. **Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts.** *Int J Prosthodont* 2003; 16:39–44.
207. Mallat Callis, E. **Prótesis Fija Estética. Un enfoque Clínico e Interdisciplinario.** Casanellas, J. Capítulo 3. **Reconstrucción de Dientes Endodonciados.** 2007; Editorial Elsevier. Madrid. España.
208. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P. **Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post.** *Oper De* 2005; 30:500–6.
209. Malone KH 3rd, Donnelly JC. **An in vitro evaluation of coronal microleakage in obturated root canals without coronal restorations.** *J Endod* 1997; 23:35–8.
210. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TR. **Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration.** *J Prosthet Dent* 2002; 88:297–301.
211. Mannocci F, Bertelli E, Watson TF, Ford TP. **Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth.** *Am J Dent* 2003; 16:28–32.
212. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. **Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts.** *J Adhes Dent* 1999; 1:153–8.
213. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. **Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study.** *J Prosthet Dent* 2001; 85:284–91.
214. Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M. **Stereomicroscopic and scanning electron microscopic study of roots obturated with vertically condensed gutta-percha, epoxy resin cement, and dentin bonding agent.** *J Endod* 1998; 24:397–400.
215. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. **Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin.** *Dent Mater* 2004; 20:293–6.
216. Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson TF. **Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin.** *Am J Dent* 2001; 14:200–4.
217. Marais JT, Williams WP. **Antimicrobial effectiveness of electrochemically activated water as an endodontic irrigation solution.** *Int Endod J* 2001; 34:237–43.
218. Marshal, G. Marshal, S. Kinney J. Balooch, M. **The dentine substrate: structure and properties related to bonding.** *J.Dent.* 1997; 25: 441-458.

219. Martin-De Las Heras, S. Valenzuela, A. Overall, C. **The matrix metalloproteinase gelatinase A, in human dentine.** *Archs. Oral Biol.* 2000; 45: 757-765.
220. Martinez-Insua A, Santana U. **Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core.** *J Prosthet Dent* 1998; 80:527–32.
221. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Hassel KJ. **Effect of post preparation on the apical seal.** *J Prosthet Dent* 1984; 51:785–9.
222. Mayhew JT, Windchy AM, Goldsmith LJ, Gettleman L. **Effect of root canal sealers and irrigation agents on retention of preformed posts luted with a resin cement.** *J Endodon* 2000; 26:341–4.
223. McComb D. **Caries-detector dyes—how accurate and useful are they?** *J Can Dent Assoc* 2000; 66:195– 8.
224. Mentick AGB, Meeuwiseen R, Kayser AF, Mulder J. **Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration.** *J Oral Rehabil* 1993; 20:455–61.
225. Mezzomo E, Massa F, Libera SD. **Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I.** *Quintessence Int* 2003; 34:301–6.
226. Miguez, D. **Reconstrucción de la Pieza Desvitalizada con Pernos Preformados.** *Rev. AOA.* 1997; Vol. 85. (5); 515-520.
227. Milan, A. Waddington, R. Embery, G. **Fluoride alters casein kinase II and alkaline phosphatase activity in vitro with potential implications for dentine mineralization.** *Archs. Oral. Biol.* 2001; 46: 343-351.
228. Milot P, Stein RS. **Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design.** *J Prosthet Dent* 1992; 68:428-35.
229. Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. **The structure of dentine in the apical region of human teeth.** *Int Endod J* 2001; 34:346 –53.
230. Mjor IA, Sveen OB, Heyeraas KJ. **Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: normal structure and physiology.** *Quintessence Int* 2001; 32:427– 46.
231. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. **A comparison of strengths of five core and post-and-core systems.** *Quintessence Int* 2002; 33:140–9.
232. Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. **Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces.** *J Endod* 2001; 27:753–7.

233. Mulvay PG, Abbott PV. **The effect of endodontic access cavity preparation and subsequent restorative procedures on molar crown retention.** Aust Dent J 1996;41: 134 –9.
234. Muniz L, Mathias P. **The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions.** Oper Dent 2005; 30:533–9.
235. Nair PN, Henry S, Cano V, Vera J. **Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after “one-visit” endodontic treatment.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; 99:231–52.
236. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. **The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates.** J Biomed Mater Res 1982; 16:265.
237. Nanayakkara L, McDonald A. **Retrospective analysis of factors affecting the longevity of post crowns.** J Dent Res 1999; 78:222-28.
238. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. **An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth.** J Prosthet Dent 1980; 43:511-5.
239. Neagley RL. **The effect of dowel preparation on apical seal of endodontically treated teeth.** Oral Surg Oral Med O Pat 1969; 28:739–45.
240. Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. **Effect of length and diameter of tapered posts on the retention.** J Oral Reha. 2002; 29:28–34.
241. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts.** J Prosthet Dent 2003; 89:360–7.
242. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. **Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin.** J End 2001;27:411– 4
243. Nielsen BA, Beeler WJ, Vy C, Baumgartner JC. **Setting times of Resilon and other sealers in aerobic and anaerobic environments.** J Endod 2006; 32:130 –2.
244. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. **The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length.** J Prosthet Dent 2001; 86: 304–8.
245. Obermayr, G. **Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation.** JPD; 1991; 66: 181-187.

246. Oh WS, Shen C. **Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic.** J Pros Dent 2003; 90:241–6.
247. Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH. **Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength.** Oper Dent 2002; 27:289–96.
248. Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J. **Relationship between nanoleakage and long-term durability of dentin bonds.** Oper Dent 2001; 26:482–90.
249. Oliva RA, Lowe JA. **Dimensional stability of silver amalgam and composite used as core materials.** J Prosthet Dent 1987; 57:554–9.
250. Onnink, P. **An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques.** JOE; 1994; 20: 32-37.
251. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. **Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads.** J Oral Rehabil 2002; 29:175–83.
252. Panitvisai, P. **Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures.** JOE; 1995; 21: 57-61.
253. Paque F, Luder HU, Sener B, Zehnder M. **Tubular sclerosis rather than the smear layer impedes dye penetration into the dentine of endodontically instrumented root canals.** Int End J 2006; 39:18–5.
254. Parodi, G. **Comportamiento de la dentina en un diente despulpado.** Od. Uruguay; 1995; 4: 14-20.
255. Pashley DH, Tay FR, Yiu C. **Collagen degradation by host-derived enzymes during aging.** J Dent Res 2004; 83:216–21.
256. Pashley DH, Tay FR. **Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel.** Dent Mater 2001; 17:430–44.
257. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. **The sealing properties of temporary filling materials.** J Prosthet Dent 1998; 60:292–7.
258. Perdigao J, Geraldeli S. **Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel.** J Esthet Restor Dent 2003; 16:37–41.
259. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. **The interaction of adhesive systems with human dentin.** Am J Dent 1996; 9:167–73.

260. Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. **The effect of a re-wetting agent on dentin bonding.** Dent Mater 1999; 15:282–95.
261. Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. **Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength.** Dent Mater 1999; 15:46–53.
262. Peters OA. **Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review.** J Endod 2004; 30:559–67.
263. Pia, K. Wegner, S. Freitag Matthias K. **Survival Rate of Endodontically Treated Teeth With Posts After Prosthetic Restoration** J Endod 2006; 32:928–931.
264. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. **Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth.** J Prosthet Dent 2002; 88: 302–6.
265. Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ. **Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength.** Am J Dent 1998; 11:202– 6.
266. Pirani C, Chersoni S, Foschi F. **Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth?** J Endod 2005; 31:891– 4.
267. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. **Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems.** Oper Dent 1998; 23:185–94.
268. Priotto, E. Uribe- Echaverria, D. Uribe-Echaverria, J. **Morphological and numerical characteristic of dentine tubuled to adhesion.** J. Dent. Res. 1995; 74: 734-40
269. Purton DG, Love RM. **Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts.** Int Endod J 1996; 29:262–5.
270. Qualtrough AJ, Chandler NP, Purton DG. **A comparison of the retention of tooth-colored posts.** Quintessence Int 2003; 34:199–201.
271. Raiden G, Costa L, Koss S, Hernandez JL, Acenolaza V. **Residual thickness of root in first maxillary premolars with post space preparation.** J Endodon 1999; 25:502–5.
272. Ray HA, Trope M. **Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration.** Int Endod J 1995; 28:12– 8.
273. Ray HA, Trope M. **Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration.** Int Endod J 1995; 28:12–8.

274. Raygot CG, Chai J, Jameson DL. **Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiberreinforced resin post system in vitro.** Int J Prosthodont 2001; 14:141–5.
275. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. **Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems.** J Endodon 2003; 29:125–31.
276. Ricucci D, Bergenholtz G. **Bacterial status in root-filled teeth exposed to the oral environment by loss of restoration and fracture or caries: a histobacteriological study of treated cases.** Int End J 2003; 36:787– 802.
277. Ricucci D, Grondahl K, Bergenholtz G. **Periapical status of root-filled teeth exposed to the oral environment by loss of restoration or caries.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 90:354 –9.
278. Ritter AV, Heymann HO, Swift EJ Jr, Perdigao J, Rosa BT. **Effects of different rewetting techniques on dentin shear bond strengths.** J Esthet Dent 2000; 12:85–96.
279. Rivera, C. **Dentin collagen cross - links of root filled and normal teeth.** JOE; 1990; 16: 190.
280. Rivera, H. Terán, B. Pinto-Cisternas, J. **Enfoque multidisciplinario de la dentinogénesis imperfecta tipo II. Análisis clínico. Patológico ultraestructural y Genético.** Acta Odontol. Venez. 28: 49-54.
281. Robbins JW. **Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth.** J Am Dent Assoc 1990; 120:558–66.
282. Rochette AL. **A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors.** J Prosthet Dent 1973; 33:287–93.
283. Rolf, W. Parker, F. **Stress Analysis of five prefabricated Dowell Designs. A Photo elastic Study.** J. Operative Dentistry 1992. 17: 86-92.
284. Ross RS, Nicholls JI, Harrington GW. **A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts.** J Endodont 1991; 17:450-6.
285. Rossi, G. Rossi, Cuniberti De N. **Atlas de Odontología Restauradora y Periodoncia. Capítulo Nueve. ¿Porque se retrae el margen gingival de las restauraciones y como prevenirlo?.** Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. Argentina. 2004; Pág. 347-50
286. Roulet JF. **Marginal integrity: clinical significance.** JD 1994; 22: 9-12.
287. Rueggeberg FA, Margeson DH. **The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system.** J Dent Res 1990; 69:1652– 8.

288. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ. **Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces.** J Prosthet Dent 1979; 41:159-62.
289. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. **Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites.** Dent Mater 2001;17:542–56.
290. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Pashley DH. **Nanoleakage: leakage within the hybrid layer.** Oper Dent 1995; 20:18 –25.
291. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN. **Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo.** JDR 1999; 78:906 –11.
292. Santerre JP, Shajii L.. **Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products.** Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12:136 –51.
293. Saunders WP, Saunders EM. **Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review.** Endod Dent Traumatol 1994;10:105– 8
294. Saunders WP, Saunders EM. **Prevalence of periradicular periodontitis associated with crowned teeth in an adult Scottish subpopulation.** Brit Dent J 1998; 185:137–40.
295. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. **A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots.** Quintessence Int 1996; 27:483–91.
296. Schirrmeister JF, Meyer KM, Hermanns P, Altenburger MJ, Wrbas KT. **Effectiveness of hand and rotary instrumentation for removing a new synthetic polymer-based root canal obturation material (Epiphany) during retreatment.** Int Endod J 2006; 39:150–6.
297. Schwartz RS, Robbins JW. **Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review.** J En 2004; 30:289-301.
298. Scotti. R, Ferrari. M. **Pernos de Fibra. Bases Teóricas y Aplicaciones Clínicas.** 2004. Editorial MASSON. Barcelona. España.
299. Scurria MS, Shugars DA, Hayden WJ, Felton DA. **General dentist's patterns of restoring endodontically treated teeth.** J Am Dent Assoc 1995; 126:775–9.
300. Seltzer, S. Bender, I. **La Pulpa dental.** 3ª ed. Editorial el Manual Moderno. Mexico. 1987. Pág. 74-98
301. Sevimay S, Oztan MD, Dalat D. **Effects of calcium hydroxide paste medication on coronal leakage.** J Oral Rehabil 2004; 31:240–4.

302. Shen C, Oh WS, Williams JR. **Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic.** J Prosthet Dent 2004; 91:453– 8.
303. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y. **Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin.** Dent Mater 2005; 21:110 –24.
304. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. **An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system.** J Prosthet Dent 1997; 78:5–9.
305. Siqueira JF Jr, Rocas IN, Favieri A, Abad EC, Castro AJ, Gahyva SM. **Bacterial leakage in coronally unsealed root canals obturated with 3 different techniques.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 90:647–50.
306. Siqueira JF Jr. **Aetiology of root canal treatment failure and why well-treated teeth can fail.** Int Endod J 2001; 34:1–10.
307. Sjogren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G. **Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis.** Int Endod J 1997; 30: 297–306.
308. Sorensen JA, Engelman MJ. **Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth.** J Prost Dent 1990; 64:419-24.
309. Sorensen JA, Engelman MJ. **Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth.** J Prosthet Dent 1990; 63:529–36.
310. Sorensen JA, Martinoff JT. **Clinically significant factors in dowel design.** J Prosthet Dent 1984; 52:28-34.
311. Sorensen JA, Martinoff JT. **Endodontically treated teeth as abutments.** J Prosthet Dent 1985; 53:631–6.
312. Sorensen JA, Martinoff JT. **Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth.** J Prosthet Dent 1984;51:780-4
313. Sorensen JA. **Preservation of tooth structure.** J Calif Dent Assoc 1988; 16:15-22.
314. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. **Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic.** Int J Prosthodont 2003; 16:277– 82.
315. Stacey GD. **A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel.** J Prosthet Dent 1993; 70:395– 402.

316. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. **Analysis of stress distribution by endodontic posts.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972; 33: 952–60.
317. Standlee JP, Caputo AA. **The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels.** J Prosthet Dent 1992; 68:436–42.
318. Standlee JP, Caputo M, Collard EW, Pollack MH. **Analysis of stress distribution by endodontic posts.** Oral Surg 1972; 33:952-60.
319. Standlee JP, Caputo M. **Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length and design.** J Prosthet Dent 1978; 39:400-5.
320. Standlee JP, Caputo M, Holcomb J, Trabert KC. **The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel.** J Prosthet Dent 1980; 44:398-404.
321. Stankiewicz NR, Wilson PR. **The ferrule effect: a literature review.** Int Endod J 2002; 35:575–81.
322. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. **Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites.** Dent Mater 2005; 21:56–67.
323. Stockton LW, Williams PT. **Retention and shear bond strength of two post systems.** Oper Dent 1999;9:23-33.
324. Suchina JA, Ludington JR Jr. **Dowel space preparation and the apical seal.** J Endod 1985;11:11-7.
325. Suppa P, Breschi L, Ruggeri A. **Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005; 73:7–14.
326. Swanson K, Madison S. **An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part 1. Time periods.** J End 1987; 13:56 –9.
327. Swift EJ Jr, Perdigao J, Combe EC, Simpson CH, Nunes MF. **Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths.** Am J Dent 2001; 14:137– 40.
328. Tagaki, Y. Shimokawa, H. Suzuki, M. Nagai, H. Sasaki, S. **Inmunohistochemical localization of alpha₂HS glycoprotein in dentin.** Calcif. Tissue Int.1990; 42: 97-103
329. Tagami J, Hosoda H, Fusayama T. **Optimal technique of etching enamel.** Oper Dent 1988; 13:181– 4.

330. Fabianelli A, Kugel G, Ferrari M. **Efficacy of self-etching primer on sealing margins of Class II restorations.** Am J Dent 2003; 16:37–41.
331. Takahashi A, Inoue S, Kawamoto C. **In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems.** J Adhe Dent 2002; 4:151–9.
332. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I. **Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence.** J Dent 2004; 32:611–21.
333. Tay FR, Hosoya Y, Loushine RJ, Pashley DH, Weller RN, Low DC. **Ultrastructure of intraradicular dentin after irrigation with BioPure MTAD. II. The consequence of obturation with an epoxy resin-based sealer.** J Endod 2006; 32:473–7.
334. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. **Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach.** J Endod 2005;31:584 –9.
335. Tay FR, Loushine RJ, Weller RN. **Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material.** J Endod 2005; 31:514 –9.
336. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. **Two modes of nanoleakage expression in singlestep adhesives.** J Dent Res 2002; 81:472–6.
337. Tay FR, Pashley DH. **Aggressiveness of contemporary self-etching systems. Part I: Depth of penetration beyond dentin smear layers.** Dent Mater 2001; 17:296 –308.
338. Tay FR, Pashley DH. **Have dentin adhesives become too hydrophilic?** J Can Dent Assoc 2003; 69:726 –31.
339. Tay FR, Pashley DH. **Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review.** J Dent 2004; 32:173–96.
340. Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH. **An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin.** J Adhes Dent 2000; 2:83–98.
341. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. **Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material.** J Am Dent Assoc 2004; 135: 646 –52.
342. Thomas CC, Land MF, Albin-Wilson SM. **Caries detection accuracy by multiple clinicians and techniques.** Gen Dent 2000; 48:334–8.
343. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. **A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size.** J Endod 1979; 5:79-82.

344. Tjan, A. **Temperature rise at root surface during post- space preparation.** JPD; 1993; 69: 41-45.
345. Torbjorner A, Karlsson S, Odman PA. **Survival rate and failure characteristics for two post designs.** J Prosthet Dent 1995; 73:439-44.
346. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. **Tooth fracture a comparison of endodontic and restorative treatments.** J Endod 1978; 4:341-5.
347. Trautmann G, Gutmann JL, Nunn ME, Witherspoon DE, Shulman JD. **Restoring teeth that are endodontically treated through existing crowns. Part II: survey of restorative materials commonly used.** Quintessence Int 2000; 31:719 -28.
348. Trautmann G, Gutmann JL, Nunn ME, Witherspoon GE, Berry CW, Romero FF. **Restoring teeth that are endodontically treated through existing crowns. Part III: material usage and prevention of dye leakage.** Quintessence Int 2001; 32:33- 41.
349. Tronstad L, Asbjornsen K, Doving L, Pedersen I, Eriksen HM. **Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth.** Endod Dent Traumatol 2000; 16:218 -21.
350. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. **Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth.** Endod Dent Traumatol 1985; 1:108-11.
351. Umemoto K, Kurata S. **Effects of mixed silane coupling agent on porcelain tooth material and various dental alloys.** Dent Mater J 1995; 14:135- 42.
352. Uranga A, Blum JY, Esver S, Parahy E, Prado C. **A comparative study of four coronal obturation materials in endodontic treatment.** J Endod 1999; 25:178-80.
353. Valderhaug J, Jokstad A, Ambjornsen E, Norheim PW. **Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years.** J Dent 1997; 25:97-105.
354. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. **Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching.** J Dent 2006; 34:77- 85.
355. Van Meerbeek B, De Munck J. **Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges.** Oper Dent 2003; 28:215-35.
356. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. **The clinical performance of adhesives.** J Dent 1998; 26:1-20.

357. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P. **A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin.** J Dent Res 1998;77:50–9.
358. Varela SG, Rabade LB, Lombardero PR, Sixto JM, Bahillo JD, Park SA. **In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements.** J Prosthet Dent 2003; 89:146–53.
359. Verzijden CW, Feilzer AJ, Watanabe LG. **The influence of polymerization shrinkage of resin cements on bonding to metal.** J D R 1992; 71:410–3.
360. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. **An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions.** Dent Mater 2002; 18:495–502.
361. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. **Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation.** J Endodon 2002; 28:355–60.
362. Walton TR. **An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics.** Int J Prosthodont 2003; 16:177–82.
363. Wang CS, Debelian GJ, Teixeira FB. **Effect of intracanal medicament on the sealing ability of root canals filled with Resilon.** J Endod 2006; 32:532–6.
364. Watanabe EK, Yamashita A, Imai M, Yatani H, Suzuki K. **Temporary cement remnants as an adhesion inhibiting factor in the interface between resin cements and bovine dentin.** Int J Prosthodont 1997; 10:440–52.
365. Watanabe I, Hotta M, Watanabe E, Atsuta M, Okabe T. **Shear bond strengths of laboratory-cured prosthetic composite to primed metal surfaces.** Am J Dent 2003; 16:401–3.
366. Weine FS, Wax AH, **Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more.** J Endo; 1991; 17:293-7.
367. Weine FS. **Endodontic therapy.** 5th ed. St Louis: Mosby-Year Book; 1999: pp. 756-66.
368. Wood WW. **Retention of posts in teeth with nonvital pulps.** J Prosthet Dent 1983; 49:504-6.
369. Woody TL, Davis RD. **The effect of eugenol-containing and eugenol-free temporary cements on microleakage in resin bonded restorations.** Oper Dent 1992; 17:175–80.

370. Yasuyoshi O. **Type III collagen is a mayor component of interodontoblastic fibers of the developing mouse molar root.** Anat. Rec. 1994; 240: 308-313
371. Yiu CK, Garcia-Godoy F, Tay FR. **A nanoleakage perspective on bonding to oxidized dentin.** J Dent Res 2002; 81:628 –32.
372. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. **Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength.** J Dent Res 1999; 78:898 –905.
373. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. **Regional bond strengths of self-etching/ self-priming adhesive systems.** J Dent 1998; 26:609 –16.
374. Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y. **Resin adhesion to carious dentin.** Am J Dent 2003; 16:47–52.
375. Yu YC, Abbott PV. **The effect of endodontic access cavity preparation and subsequent restorative procedures on incisor crown retention.** Aust Dent J 1994; 39:247–51.
376. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. **Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors.** J Prosthet Dent 2003; 89:368–73.
377. Zmener O, Banegas G, Pameijer CH. **Coronal microleakage of three temporary restorative materials: an in vitro study.** J Endod 2004; 30:582– 4.
378. Zmener O. **Adaptation of threaded dowels to dentin.** J Prosthet Dent 1980; 45:530-5.