

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA



EVALUACIÓN DE MICROFILTRACIÓN EN CEMENTADO DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO PERSONALIZADOS Y CONVENCIONALES.

TESIS

COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA SALUD.

PRESENTA

NORBERTO SAÚL GODINA RODRÍGUEZ

TIJUANA BAJA CALIFORNIA, MÉXICO. JULIO DEL 2015.

Contenido

Portada.....	I
Votos aprobatorios.....	II
Agradecimientos.....	V
Dedicatoria.....	VI
Resumen.....	VII
Abstract.....	VIII
Introducción.....	1
Revisión literaria.....	2
Propiedades generales de los postes de base orgánica reforzados con fibras.....	5
Características estructurales y de composición que condicionan las propiedades de los postes.....	7
Características de los postes de fibra de vidrio.....	8
Funciones de los postes.....	8
Consideraciones básicas en la inserción de un poste.....	9
Longitud del poste.....	10
Ancho y forma.....	11
Preparación racional del lecho radicular para un PBORF.....	11
Comportamiento mecánico del poste.....	13
Selección del material para el muñón o reconstrucción coronaria.....	15

Concepto de adhesión.....	16
Clasificación de adhesión.....	16
La evolución de la adhesión a dentina.....	18
Grabado ácido.....	18
La contribución del Dr. Ray Bowen.....	21
Los aportes Dr. Nakabayashi y del Dr. Fusayama.....	24
Adhesión de las resinas a la dentina.....	26
Sistemas adhesivos.....	28
Factores necesarios para lograr la adhesión.....	32
Factores requeridos en la superficie adherente.....	32
Los materiales adhesivos.	33
Percolación marginal.....	34
Microfiltración.....	34
Fallas en la adhesión.....	35
Limpieza y desinfección.....	36
Calidad de los tejidos.....	36
Medios cementantes resinosos (MCR).....	39
Clasificación de los materiales cemento resinosos.....	42
Cementos duales.....	43
Medios cementantes resinosos adhesivos autograbantes (MCRAA).....	44
Cementos de resina.....	45
Sistemas de fotocurado fuentes de luz.....	46
Reacción química fotoiniciada.....	47
Unidad de fotopolimerización y sus componentes.....	48
Tipos de lámparas.....	49
Justificación.....	52
Planteamiento del problema.....	52

Objetivo general.....	53
Objetivos específicos.....	53
Hipótesis.....	54
Variables de estudio.....	54
Operación de variable.....	55
Tipo de variable.....	55
Tipo de estudio.....	56
Universo de estudio.....	56
Criterios de inclusión.....	56
Criterios de exclusión.....	56
Materiales.....	57
Metodología.....	59
Análisis estadístico.....	64
Discusión.....	67
Resultados.....	69
Conclusión.....	69
Bibliografía.....	70

Agradecimientos

Especial agradecimiento a mi tutor y maestro Dr. Mario Manríquez Quintana, por todas las enseñanzas y por estar siempre dispuesto a colaborar de una manera ejemplar en esta investigación al cual merece todo mis respetos, a mis sinodales. Dra. Alicia Percevault Manzano y Dr. Carlos Guizar, por su valioso apoyo, consejos y brindarme su voto, a mi maestro y amigo el Dr. Rufino Menchaca Díaz, por su incondicional apoyo con el análisis estadístico e interpretación de resultados, a la C.D.E.E. Verónica González García por permitirme el uso de su equipo especializado de microscopio y al Lic. Norberto García por el apoyo en la organización y documentación de mi tesis. A mi amigo el M.C. Fermín Martín por la traducción de mi resumen y a los alumnos de la Facultad de Odontología, ya que me permitieron la recolección de algunas de sus muestras, a todos mis compañeros de maestría, que emprendimos juntos este nuevo proyecto y a todas las personas que intervinieron de alguna manera en la realización de esta investigación.

Dedicatoria

- A Dios por permitirme vida y salud, de la cual siempre agradeceré infinitamente a cada paso que doy.
- A mi maestro y amigo Dr. Mario Ignacio Manríquez Quintana, a quien merece todo mi respeto, por ser un ejemplo a seguir y guiarme en cada paso de esta investigación, por tal motivo siempre le agradeceré por toda su valiosa y oportuna disposición.
- A la Dra. Ana Gabriela Carrillo Gálvez, por sus consejos y darme la valiosa oportunidad de ser parte del programa de maestría.
- A mi madre Micaela Rodríguez Briseño, por su ejemplo de lucha y manera de enfrentar los obstáculos que se interponen en el camino y nunca declinar por muy difícil que sea el panorama.
- A mi familia que ha sido mi inspiración para buscar cosas substanciosas y fortalecerme para ser una mejor persona.
- A mis amigos y compañeros de trabajo, Dr. Salvador Bustos Pérez y Martha Cecilia Angulo Romo, por su inigualable carácter y deseos de siempre ayudar agradezco todo su apoyo y comprensión por haberme impulsado en la realización de este proyecto.

Resumen

EVALUACIÓN DE MICROFILTRACIÓN EN CEMENTADO DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO PERSONALIZADOS Y CONVENCIONALES.

Objetivo. Determinar cuál de las dos técnicas de cementado de postes nos ofrece una eficaz retención intraconducto y menor microfiltración en tercios y tejidos, con lo que evitaremos el desalojo del poste radicular y fracaso de la restauración definitiva.

Materiales y métodos. Se trata de un estudio Comparativo, experimental, observacional y transversal, realizado en 54 dientes unirradiculares humanos extraídos, tratados endodónticamente, decoronados y estandarizados a 16mm. Los cuales fueron divididos en dos grupos, (A) postes con técnica convencional y (B) postes con técnica personalizada con resina híbrida. Cementados con resina dual, sumergidos en fucsina básica al 2% por 72 horas. Las muestras fueron seccionadas longitudinalmente por desgaste mecánico, y observadas al microscopio estereoscópico, evaluando el grado de filtración del agente de tinción en sus diferentes tercios radiculares y profundidad de tejidos.

Resultados: Con relación a **micro-filtración por tercios radiculares**, para el grupo (A), el 51.9% a nivel del tercio cervical, el 3.7% en tercio medio y el 44.4% a nivel del tercio apical. Para el grupo (B), el 66.7% a nivel del tercio cervical, el 22.2% en tercio medio y el 11.1 en tercio apical. **En relación a profundidad a tejidos**, en el grupo (A), el 48.1% ausencia, el 14.8% en la interface poste conducto radicular, 7.4% en zona superficial de dentina y el 29.6% en zona profunda de dentina. Para el grupo (B), 55.6% ausencia, 11.1% en interface poste radicular, 14.8% en zona superficial de dentina y 18.5% en zona profunda de dentina.

Conclusión: Si bien el análisis estadístico no mostró una diferencia significativa, los fenómenos de contracción de polimerización ampliamente estudiados y registrados en la literatura son una invitación para realizar otros estudios donde se enfoque a medir la resistencia al desprendimiento por fuerzas de tracción entre estas dos técnicas.

Evaluation of the microfiltration of personalized fiberglass and conventional posts alter cementation.

Objective: To determine which of both cementation techniques offers an effective retention and reduced microfiltration thus avoiding the loss of retention of the post from within the canal and thus the failure of the definitive restoration.

Materials and Methods: This is a comparative, experimental, observational, and transversal type study. The use of 54 single rooted extracted human teeth. The teeth were treated endodontically and decoronated to allow them to be standardized to 16mm.

They were divided into two groups, (A) Conventional technique and (B) Personalized technique with a hybrid composite.

Both post groups were cemented with a dual resin cement (Relyx U200 3EM), submerged in a 2% Fucin solution (Productos Naturales y Analiticos), for 72 hrs. The samples were sectioned longitudinally by mechanical wear (Diamond burns), and observed microscopically (Ecleris C100 25X), to evaluate the degree of filtration of the staining agent along the different thirds of the canal and surrounding tissues.

Results: In two different groups in regards to microfiltration at the varying thirds (apex, middle, and coronal),

Group A 51.9% at the cervical third, 3.7% at the middle third, and 44.4% at the apical third. Group B – 66.7% at the cervical third, 22.2% at the middle third, and 11.1% at the apical third

In the depth of the tissues in group A 48.1% there was an absence in microfiltration. 14.8% in the interface between the post and the radicular canal. 7.4% in the surface of the dentin and 29.6% in deep dentin. In group B 55.6% there was an absence in microfiltration. 11.11% in the interface between the post and the radicular canal. 14.8% in the surface of the dentin and 18.5% in deep dentin.

Conclusion: The statistical analysis did no show a significant difference between the two groups. There needs to further studies to determine the force of retention that both techniques considering the phenomenon of contraction and polymerization of current systems.

EVALUACIÓN DE MICROFILTRACIÓN EN CEMENTADO DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO PERSONALIZADOS Y CONVENCIONALES.

Introducción

Uno de los objetivos como profesionales de la salud bucal, es la conservación de los órganos dentarios y su vitalidad, cuando por alguna razón estos sufren alteración en la pulpa de carácter irreversible, es inminente la necesidad de realizar tratamiento de conductos, esto debe ser considerado concluido al realizar la restauración post-endodóntica.

Por consiguiente, es necesaria la colocación de postes ya sea para restablecer la estructura dental perdida (muñón) y así asegurar la estabilidad de la futura restauración.

Se le llama poste endodóntico a un aditamento protésico que nos ayudará a recuperar la estructura dental afectada por caries dental o traumatismo.

Este poste endodóntico nos ayudará a dar soporte y estabilidad a la corona total que será colocada posteriormente.

Los postes de fibra de vidrio al ser cementados al órgano dentario mediante la utilización de cementos resinosos autopolimerizables, fotopolimerizables o duales, presentan características muy deseables y compatibles con las estructuras dentarias. Entre las que podemos citar algunas de ellas: buena fuerza de adhesión, estética, similar composición química de los postes de fibra por lo que se logra una unión tipo monobloque, módulo de elasticidad similar a la dentina, dirige las cargas

oclusales al eje axial de la raíz, adecuada resistencia compresiva por lo que disminuye la posibilidad de generar fracturas radiculares.

En este estudio se utilizaron dos técnicas para la preparación de postes de fibra de vidrio, uno personalizado en el conducto radicular, mediante la utilización de resinas fotopolimerizables y la otra con técnica convencional, con el propósito de observar en cuál de las dos se logra menor micro-filtración en tercios dentales y tejidos.

Revisión literaria.

Bertoldi Hepburn A, Encinas P. ⁽¹⁾ En 2011 reportan que Durante muchos años, los postes más utilizados fueron de oro colado y vaciados. Posteriormente, fueron decaendo de forma gradual debido a la aparición de los postes prefabricados de fibra de vidrio. Introducidos en la década de los 90.

Desde su introducción por Duret. En la década de 1990 ⁽²⁾, El uso de postes prefabricados con fibra de vidrio se ha aumentado por su contribución a los elementos estéticos de la restauración final , adecuada resistencia a la fatiga y por su módulo de elasticidad parecido a la dentina, Asmussen E 1999 ⁽³⁾, Kimmel SS 2000 ⁽⁴⁾, Eskitascioglu G 2002 ⁽⁵⁾.

Kobayashi Shinya Arturo. Los sistemas de postes núcleo se han empleado en odontología durante más de 250 años ⁽⁶⁾.

Claude Hounton en 1740, publicó su diseño de corona de oro con un poste colado en el mismo material que se colocaba dentro del conducto radicular.

En el siglo XVIII se utilizó una corona que consistía en un poste de madera ajustado en una corona artificial pivote.

Durante este mismo periodo se desarrolló la corona Richmond, una corona retenida por un poste con un frente de porcelana que funcionaba como retenedor de puente.

En 1728 Pierre Fauchard describió el empleo de postes metálicos atornillados en las raíces de los dientes para retener la prótesis tenons.

Las piezas dentales con tratamiento de conductos, se consideraron durante mucho tiempo como elementos debilitados por la pérdida del tejido pulpar y su consiguiente falta de irrigación interna que producía deshidratación. Esto condujo a que enseñáramos y también indicáramos que siempre, sin excepción, luego de un tratamiento endodóntico se debería realizar un poste endodóntico colado.

El estudio más profundo del tejido y la estructura dentaria, como también el análisis de la oclusión (de la cual forman parte las piezas dentarias) ocasionó un cambio muy importante, en cuanto alternativa de tratamiento.

De hecho la pérdida del tejido pulpar determina una deshidratación que no supera el 10% y no representa esto un riesgo en su resistencia. ⁽⁷⁾

En publicaciones que tratan del uso de pernos radiculares, se recomienda evitar en lo posible un debilitamiento adicional del tejido dentario durante la preparación del poste y que debe considerarse indicado el uso de un poste radicular a partir de la pérdida de tejido dental coronario superior al 50%, utilizando siempre

el menor diámetro de poste posible y cuidando de que no se produzca una sobrecarga del diente pilar por la prótesis dental.

Esto lo comprobaron Fernández AS, en el 2001 en su estudio "Factores que afectan la resistencia a la fractura del muñón en dientes reconstruidos" ⁽⁸⁾.

Con respecto a las alteraciones estructurales externas, cabe afirmar que toda pieza a la cual se le ha realizado un tratamiento endodóntico, seguramente ha perdido tejido dentario, en ocasiones asociado a la función propia de órgano dentario o bien por la patología existente. Lo cual corresponde a un axioma presente en el organismo humano: forma y función.

Esta alteración determina básicamente la pérdida de contactos oclusales en sectores posteriores, topes y estabilizadores, y zonas de deslizamiento en sectores anteriores.

Esto genera tanto al sector anterior como en el posterior cambio de dirección e intensidad de las fuerzas que recibe la pieza dentaria, con el consiguiente riesgo para ella.

Esta pérdida de tejido dentario también se produce en profundidad y, sumado esto a la apertura endodoncia, genera cambios estructurales que alterarían la resistencia proporcionada por el tejido dentinario y su arquitectura, responsable de soportar y transmitir la fuerza hacia el elemento radicular, y de este al tejido óseo⁽⁷⁾.

Propiedades generales de los postes de base orgánica reforzados con fibras de vidrio.

Son postes preformados que presentan una matriz de resina (base orgánica) que mantiene cohesionadas las fibras (por lo general cerámicas) que actúan como refuerzo estructural.

Tanto la resina de matriz como las fibras pueden ser diferentes según se trate la casa comercial u otro

Las resinas más empleadas a manera de matriz son las epoxicas y los dimetacrilatos. Actualmente también se emplean poliésteres.

Con relación a las fibras, que utilizadas para la fabricación de los postes, en un principio las de carbono fueron comúnmente empleadas, aunque en la actualidad las más utilizadas son las de cuarzo y vidrio. Recientemente se presentaron postes con fibras de boro y zirconio. Por diversas razones los postes de fibra se han convertido en la primera opción de la rehabilitación post-endodóntica actual, reemplazando a los postes metálicos colados.

Los postes de fibra presentan un comportamiento mecánico más favorable para el diente: menor módulo de elasticidad (menor rigidez), asociado a la posibilidad de flexión y alta resistencia. El comportamiento estructural es sustancialmente más parecido al del diente que el que exhiben los postes metálicos colados o bien los postes preformados metálicos o cerámicos.

La flexión, conjunta con el diente, permite que las cargas se transmitan en forma homogénea sobre los tejidos de soporte, sin crear zonas de concentración de estrés. Se disminuye así la posibilidad de fractura radicular. Los dientes rehabilitados con postes de fibra, tienen un patrón de fracaso menor, habitualmente permite la supervivencia del diente restaurado. No son proclives a colapsos mecánicos catastróficos que obliguen a la extracción de la pieza.

Con ellos se logra la adhesión e integración física a los materiales de base resinosa y al remanente dentario, con ventajas adicionales. Pueden formar una restauración integrada físicamente a manera de monobloque con el muñón y los tejidos remanentes y mejorar algunos aspectos de su comportamiento mecánico, la retención dentro del conducto y colaborar con el sellado radicular favoreciendo la respuesta de los tejidos periapicales. No obstante en la actualidad se reconoce que estas particularidades están reguladas por muchas variables de las cuales algunas son complejas y poco controlables por el operador.

Características estructurales y de composición que condicionan las propiedades de los postes.

- Diseño: cónicos, cilíndricos, cilíndricos cónicos, de doble conicidad.
- Diámetro: muy variables; 1 a 2,25 mm
- Tipos de fibra: vidrio, carbono, cuarzo y zirconio.
- Tipos de resina a manera de matriz: dimetacrilatos, epoxica, poliésteres.
- Densidad de fibras: (número de fibras por mm²): promedio entre 24 y 36, valores máximos de 70 y mínimo de 13.
- Relación en porcentaje entre el área de fibras y de matriz por mm²: proporción fibra/matriz): desde 40 y 75%.
- Diámetro de las fibras: promedio de 8 a 25 micrones.
- Grado de homogeneidad en la distribución de fibras dentro la matriz de resina.
- Calidad de la adhesión de la fibra a la resina.
- Incorporación de materiales radiopacos en matriz/radio pacificación de las fibras.
- Presencia de micro porosidades en la matriz.
- Calidad de la superficie externa.
- Proceso de fabricación ⁽⁹⁾.

Características de los postes de fibra de vidrio.

Muchos postes pueden transmitir la luz y mejorar el aspecto óptico del muñón y de la corona si esta fuese de base translúcida o semi-translúcida. Las restauraciones resultan así más naturales desde el punto de vista óptico y estético.

No presentan corrosión, lo que previene irritar los tejidos periapicales, disminuir la residencia física del poste y la raíz, provocar decoloraciones sobre el tejido dentario que también afectan la encía por translucidez y el resultado óptico estético general de la restauración.

Es posible la remoción por desgaste y, si fuese necesario, el re-acceso al conducto radicular ⁽⁹⁾.

Funciones de los postes.

Los postes son estructuras destinadas fundamentalmente a la conexión de la porción radicular y la restauración coronaria a la hora de rehabilitar una pieza que ha recibido previamente un tratamiento endodóntico. Participan también en el traslado de fuerzas a las áreas de soporte, zonas en contacto con el hueso alveolar.

Postes radiculares en general no se acepta que refuercen mecánicamente al remanente dentario en el momento de rehabilitarlo. Por el contrario se cree que cuando se los emplea se debilitaría en mayor o menor medida a esa pieza. Este fenómeno está en gran medida relacionado con la pérdida de sustancia dentaria, que acompaña la preparación del diente para insertar un perno radicular, y por dicha razón su empleo se recomienda solo cuando no sea posible asegurar la retención o estabilización estructural de la reconstrucción coronaria por otro medio ⁽¹⁰⁾.

Funciones postes.

Los postes radiculares cumplen principalmente dos funciones en la rehabilitación coronaria de un diente luego de un tratamiento endodóntico.

1- Conectar la porción radicular del diente con la restauración coronaria, toda vez que el tejido remanente coronario no puede hacerlo por ser escaso en cantidad o de calidad inadecuada.

2- Apuntalar a manera de alma rígida a la restauración coronaria y así mejorar su rendimiento mecánico cuando un diente reciba cargas oblicuas no axiales ⁽¹¹⁾.

Consideraciones básicas para la inserción de un poste.

El empleo de Postes de Base Orgánica Reforzados Con Fibra (PBORF). Tiene características básicas comunes a cualquier otro poste radicular pero también ciertas particularidades.

Conocer la anatomía radicular es decisivo para evitar inconvenientes. El clínico debe considerar que la imagen radiografía tiene solo dos dimensiones, pero existen factores no detectables como invaginaciones de la raíz.

En los últimos tiempos se creyó que la adhesión dentro del conducto podría suplir la fricción y traba mecánica, y las preparaciones podrían ser menos extensas y más conservadoras, y de esta forma más seguras y sencillas.

El lecho para el perno puede ser preparado inmediatamente después de la obturación del conducto sin perjudicar su sellado.

Para la conformación del conducto, previo a la colocación del poste puede ser realizada con instrumentación rotatoria, para ello se pueden emplear fresas Gates Glidden, siempre antes que las fresas o taladros provistos en el sistema de postes seleccionado para la confirmación del lecho receptor.

Las fresas Gates son instrumentos con varios aspectos favorables. La forma de ovalada deja solo el ecuador del instrumento en contacto con las paredes del conducto, lo que se traduce en una menor generación de calor hacia la dentina y el periodonto. Es un instrumento económico y seguro, ya que suele romperse en la unión del vástago con el tallo.

Longitud del poste.

Se han postulado diversos criterios para determinar la longitud del poste, entre estos se pueden citar: Igual a la longitud de la corona clínica, abarcar dos tercios de la longitud radicular, abarcar una longitud equivalente a la mitad de la longitud radicular soportada por hueso, abarcar al menos igual a la mitad de la distancia entre la cresta ósea alveolar y el ápice radicular, uno de los criterios más difundidos en décadas atrás es aceptar que deben quedar 4 a 5 mm de gutapercha como mínimo en la porción apical de la raíz para preservar un sellado radicular adecuado.

Cuanto más largo sea el poste se conseguirá mayor retención dentro del conducto. Pero una longitud exagerada puede llevar a perforaciones de la raíz y a alterar el sellado apical.

Por lo tanto, el poste debe ser insertado dentro del conducto radicular con la mayor extensión posible respetando un mínimo de obturación endodencia apical.

Ancho y forma.

El ancho del poste influye poco en la retención, pero es importante para sus propiedades físicas especialmente en la resistencia a la flexión.

Como contrapartida. Un ancho excesivo de la preparación radicular incrementa el riesgo de perforación o fractura radicular. Además puede afectar negativamente el rendimiento de técnicas de adhesión al aumentar la permeabilidad de la dentina radicular generando condiciones de mayor humedad al entrar en proximidad con el periodonto.

Es así como el clínico debe estar atento a estas dos propiedades fundamentales de los postes de fibra.

Preparación racional del lecho radicular para un PBORF.

Por lo analizado hasta el momento, la preparación radicular o lecho para la inserción de un PBORF debe:

- Extenderse lo máximo posible dentro del conducto, respetando un mínimo de 4-5 mm de gutapercha en la porción apical.
- Respetar las formas del conducto.
- Desgastar la mínima cantidad posible de tejido.
- Establecer adecuada traba mecánica con el poste.
- Procurar la menor alteración estructural de los tejidos generada por la fricción del instrumento rotatorio.

- No dejar restos de gutapercha o sellador endodóntico sobre las paredes del conducto y, mucho menos, en la región del lecho coronario.

Entendiendo que no existen conductos con formas regulares y secciones redondas, será un verdadero dilema para el clínico respetar estos principios, empleando postes de formas regulares y sección redonda.

Otro factor que hace a este paso clave de la técnica todavía más complejo es que no existe un protocolo universal para la preparación del lecho para el poste. Sin embargo, es importante resaltar que, el clínico debe aplicar los principios básicos de preparación cavitaria desde el enfoque protésico y en observancia de la biomecánica de la oclusión y los biomateriales dentales.

Es por ello que, independientemente del sistema de PBORF que se va a emplear, se sugiere el siguiente protocolo para la preparación de un lecho radicular:

- Evaluación del éxito de tratamiento de conductos.
- Determinación del límite de desobturación requerido para asegurar la estabilidad del poste, apoyado en la inspección clínica y estudios radiográficos.
- Determinación de la longitud calibre y forma del poste, según necesidades del caso.
- Aislamiento del campo operatorio, remoción de la obturación conformación del conducto y preparación del remanente coronario.
- Limpieza cavitaria.
- Aplicación del protocolo del cementado del poste y reconstrucción del muñón ⁽⁹⁾.

Comportamiento mecánico del poste.

Si bien el menor módulo de elasticidad puede ser una ventaja, existen situaciones donde podría no serlo. Macchi RL y Macchi E (12) consideran que las situaciones donde el esfuerzo oclusal se concentre directamente sobre el poste, la mayor deformación que se produce (por el menor módulo elástico) generan tensiones flexurales exageradas que podrían no ser absorbidas por la raíz dentaria. A partir de eso podría fracturarse el remanente, el poste o bien desprenderse fallas adhesivas o cohesivas en la estructura del material cementante. Esto puede suceder cuando se conforma un muñón donde existe poco o nulo componente coronario y toda la carga oclusal sea recibida por el poste y sobre el material de conformación del muñón (un composite).

En este sentido la corona debe cerrar marginalmente sobre el tejido dentario, generando el llamado “efecto férula” sobre la raíz dentaria, evitando el traslado de las cargas directamente al poste ⁽¹³⁾, haciéndolo más bien sobre el remanente dentario. Algunos autores recomiendan tener por los menos 2mm de remanente coronario para conseguir ese efecto de férula y evitar la deformación exagerada de estos postes a partir de su sobrecarga.

En definitiva, debería indicarse el empleo de este tipo de postes cuando exista suficiente estructura coronaria en muñón y contraindicarlo cuando el esfuerzo oclusal recaiga directamente sobre ellos ⁽¹²⁾, en ese sentido, una indicación precisa de estos postes sería emplearlos como estabilizadores estructurales.

(Alma rígida) en situaciones con mayor remanente pero donde los materiales de inserción plástica adhesivos no son suficientes para asegurar la estabilidad estructural del diente restaurado, serían entonces un complemento de la restauración plástica con resina compuestas.

Estas filosofías de trabajo son muy adecuadas para el sector anterior donde, por cuestiones biomecánicas, es más probable la necesidad de colocar un perno radicular y cuando se pretenda mayor conservación de tejidos, evitando el empleo de coronas y una resolución estética de ese forma, además de conservar más estructura dentaria sana, se haría más sencilla la restauración y se ahorrarían tiempos y costos.

Algunos trabajos demuestran la eficacia de este tipo de rehabilitación, llegando a comparar la resistencia estructural y la tasa de supervivencia con un tratamiento convencional donde se empleen pernos radiculares colados en recubrimientos con coronas de porcelana sobre metal; otra situación potencialmente riesgosa ocurriría cuando la preparación del conducto no haya conseguido una íntima adaptación con la forma del poste y este “nade” en un “mar” de cemento. El poste también podría deformarse exageradamente ante distantes cargas o bien generarse fallas adhesivas o cohesivas en el cemento resinoso que llevarían al desalajo del poste.

Este tipo de casos ocurre muy a menudo cuando el conducto ha quedado muy ensanchado por la existencia de caries o por haber tenido el diente un perno anterior.

En estas situaciones, se ha recomendado recrear la dentina perdida de la porción radicular, empleando para ello distintos materiales (ionómeros de vidrios, composites) y partir de esa reconstrucción reparar el conducto para recibir el poste.

Selección del material para el muñón o reconstrucción coronaria:

El material destinado a conformar el muñón o para completar la restauración coronaria deben también cumplir con determinados requisitos:

- Rápida manipulación.
- Ser estético.
- Posibilidad de tallado del muñón en forma inmediata.
- Módulo elástico y comportamiento mecánico similar al poste y tejidos remanentes.
- Adherible (e integrable) al poste y a los tejidos remanentes.

Estos requisitos solo permiten el empleo de resinas compuestas para esta función, con la complejidad que el empleo de este material implica en cuanto a sus técnicas de inserción y adhesión ⁽¹⁰⁾.

Concepto de adhesión.

Barrancos considera a la adhesión cualquier mecanismo que permita que dos partes se mantengan en contacto ⁽¹⁴⁾.

Por otra parte, Lahoud, define la Adhesión como la atracción que se produce entre las moléculas de diferentes materiales en su interface ⁽¹⁵⁾.

Y lo propuesto por Guzmán Báez, estado en el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, las cuales pueden ser de valencia primaria (químicas), secundarias por fuerzas (mecánicas), o por ambas. El progreso de la ciencia de los biomateriales ha permitido el logro de la adhesión en varios tipos de materiales ⁽¹⁶⁾.

Clasificación de adhesión.

Se pueden reconocer distintos mecanismos que permiten lograr adhesión. El más simple es el que se denomina "Adhesión Mecánica" que consiste simplemente en que las 2 partes queden trabadas en función de la morfología de ambas. Esta traba se logra a nivel microscópico.

También se pueden generar fuerzas que impidan la separación de ambas partes, basándose en la interacción de los componentes íntimos de sus estructuras.

Estos componentes íntimos son los átomos o moléculas que forman toda la porción de materia, esta adhesión es denominada "adhesión química". Existen 2 tipos de adhesión química o llamada también específica:

Las Uniones de Valencia Primarias son aquellas que mantienen a los átomos para formar moléculas o estructuras macromoleculares, pueden ser: Iónicas, Covalentes y Metálicas; son muy fuertes y dan lugar a uniones muy resistentes.

Unión covalente: es la atracción de 2 átomos de un material para compartir electrones. Es la base de los materiales plásticos.

Unión iónica: es la transferencia de electrones de los átomos que tienen poca cantidad de electrones de valencia a otros que necesitan unos pocos electrones para ser completados, lográndose una estructura baja en energías. Estas uniones iónicas son la base de los materiales cerámicos.

Unión metálica: los materiales que están constituidos por iones de carga positiva y una nube de electrones libres son denominados metales y la unión electrostática que existe entre los iones y electrones es conocida como unión metálica.

En cada una de estas tres uniones, las fuerzas elevadas de atracción o uniones de valencia primaria mantienen unidos a los átomos, si 2 o más átomos son unidos por medio de estas fuerzas el grupo resultante se denomina "molécula".

Las uniones de valencia secundaria: estas son de mucha mayor importancia en la mayoría de los sistemas adhesivos; son denominadas en general Fuerzas de Van der Waals y constituyen las fuerzas intermoleculares que dan cohesión a una estructura.

Puente de Hidrógeno: constituye un caso especial de intersección dipolo - dipolo y es una unión en la que específicamente está involucrado el Hidrógeno. Es la fuerza de atracción que existe entre dos moléculas, cada una de las cuales está constituida

por un átomo o grupo altamente electronegativo, tal como el oxígeno, el flúor y uno o más átomos de hidrógeno ⁽¹⁵⁾.

La evolución de la adhesión a dentina.

A principios del siglo XIX se empieza a sellar los dientes con cementos de fosfato de zinc, siendo repuesto periódicamente por su incapacidad de adherirse al diente, lo que nos indica que, por lo menos hasta fines del siglo XIX, la odontología restauradora se desarrollaba a expensas de nuevos materiales, para cubrir las cavidades de los dientes afectados por la caries, pero no se había conseguido realizar una interacción entre éstos y la estructura dental.

Es a partir de esta interrelación entre el diente y el material restaurador cuando se podría hablar del comienzo de la “Era Adhesiva” en la Odontología ⁽¹⁷⁾.

El Grabado ácido.

Michael G. Buonocore presentó, en 1955, una investigación que constituiría el punto de inflexión de la Odontología, que delimitó un antes y un después en el modo en cómo se practicó y como se practica actualmente la Odontología.

Inició su artículo escribiendo que la falta de adhesión de los materiales restauradores era una gran desventaja y afirmó que un material de restauración capaz de formar lazos fuertes con las estructuras dentales ofrecería muchas ventajas sobre los materiales de la época.

Presentó una lista de los intentos que hubo para obtener adhesión entre los materiales restauradores y la estructura dental. Entre las mismas estaban el

desarrollo de nuevos materiales de resina que tuvieran propiedades adhesivas modificaciones de los materiales de la época para hacerlos adhesivos; el uso de recubrimientos como materiales de interfase adhesiva entre la restauración y el diente; y la alteración de la superficie dental, mediante tratamientos químicos para producir una nueva superficie a la cual los materiales del momento pudieran adherirse.

Y fue esta última aproximación lo que constituyó el objeto del estudio de Buonocore.

Buonocore nos relata en su artículo, que el ácido fosfórico y las preparaciones que lo contenían habían sido usados para tratar superficies metálicas para obtener adhesión de la pintura y de recubrimiento de resinas. Posteriormente planteó que dado que la superficie del esmalte había probablemente reaccionado con varios iones, saliva, a los cuales había sido expuesto por largos periodos de tiempo, y sus pequeñas imperfecciones rellenas por una variedad de materiales inesperados, la composición de la parte más superficial de la superficie, a su juicio, podría ser diferente al esmalte más profundo.

Buonocore confiaba en que el tratamiento con ácido de la superficie del esmalte podía arrojar mayor receptividad a la adhesión de la misma manera que el ácido lo había logrado en metales.

El uso de ácido fosfórico lo basó en la creencia de que, probablemente, una simple descalcificación que resultase en una remoción de la superficie estructural era todo lo necesario para producir una superficie más receptiva a la adhesión.

Dicho estudio afirmó que el incremento de la adhesión, a juicio de Buonocore, se debía a diversos factores, tales como:

A) Un gran incremento en el área de superficie debido a la acción de grabado del ácido; la exposición de la infraestructura del esmalte la cual servía como una red en la cual el acrílico podía adherirse;

B) La formación de nueva superficie debido a la precipitación de nuevas sustancias, por ejemplo, el oxalato de calcio, tungstato orgánico, etc., a los cuales el acrílico podría adherirse;

C) La remoción de una superficie del esmalte vieja y menos reactiva, exponiendo con ello a una superficie fresca y más reactiva favorable a la adhesión;

D) La presencia en la superficie del esmalte de una capa de grupos fosfatos altamente polares, derivados del ácido usado.

Ya desde aquellos momentos Buonocore reconoció el tratamiento con ácido fosfórico como superior al fosfomolibdato.

Buonocore concluyó su estudio afirmando que con el mismo había presentado un método simple para incrementar la adhesión de los materiales restauradores a las superficies del esmalte. A su juicio, el tratamiento con ácido fosfórico era el que daba mejores resultados y era el más simple de usar.

Un inicio modesto en cuanto a aplicación clínica, sin embargo, con dicho estudio, Buonocore estableció un punto de inflexión en la Odontología y abrió la puerta a diversos nuevos tratamientos y métodos de trabajo. ⁽¹⁸⁾

Por los siguientes 20 años hubo poco progreso en cuanto a la adhesión en dentina.

Fusuyama, en 1979, introdujo el concepto de “Grabado Total”, proponiendo el tratamiento de tanto el esmalte como la dentina con ácido fosfórico antes de la adhesión. Esta técnica relativamente popular en Japón, pero inicialmente encontró alguna resistencia en los Estados Unidos.

Entre 1982 y 1985, Nakabayashi describió mecanismos de adhesión micro-mecánica de agentes de adhesión a la dentina. Él introdujo el concepto de hibridación. Un paso importante en la mejora de la adhesión a la dentina a través de la remoción del barro dentinario vino del trabajo de Bowen. Él demostró una mejora en la fuerza de adhesión en dentina con una combinación de acondicionamiento con oxalato férrico e imprimación de la superficie de la dentina.

La contribución del Dr. Ray Bowen.

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis- GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno.

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento, que tiene características tanto de relleno como de matriz.

El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano.

En un estudio de 1982, el Dr. Bowen aclara que los materiales restauradores de composite fueron desarrollados en respuesta a las desventajas de los cementos de silicato y de las resinas sin relleno (basadas en el monómero metil metacrilato y su polímero).

Un monómero híbrido, el cual fue conocido como Bis-GMA en la literatura Odontológica, fue sintetizada.

Es el mismo Dr. Bowen quien nos brinda la historia de esta evolución, en el mencionado artículo de 1982, nos explica que los materiales de composite fueron desarrollados ya que los cementos de silicato estaban expuestos a la acción de los ácidos y eran útiles por 4 o 5 años en promedio.

Las resinas epoxicas venían siendo usadas en aplicaciones industriales, y sus propiedades intrigantes sugerían que ellas podrían tener aplicaciones odontológicas útiles. El líquido de resina epoxicas podría ser mezclado con un líquido endurecedor, con lo cual se solidificaría a una temperatura ordinaria con poca contracción en el proceso.

Eran muy adhesivas a la mayoría de las sustancias y devenían en polímeros químicamente inertes y físicamente fuertes. Relata Bowen que, en aquellos tiempos, parecía razonable que estas resinas podrían ser usadas como aglutinante para partículas de porcelana, cuarzo fundido u otros materiales de relleno apropiados.

Se pensaba que tal mezcla podía ser colocada en una preparación de una cavidad odontológica, donde la resina epoxica se endurecería y adheriría el material de “resina-silica” a las paredes de la cavidad y formando, por lo tanto, un material restaurador duradero y estético.

La mayor falla en ese esquema a juicio de Bowen, en 1982, era que tales materiales no endurecían lo suficientemente rápido para su uso como materiales restauradores en Odontología.

Esta limitación fue lo que causó la síntesis de un nuevo monómero, el cual se asemejaría a la resina epoxica, de modo que tuviese una contracción por polimerización relativamente baja, aunque mostrando una rápida polimerización y reacción de endurecimiento. Las resinas directas de metil-metacrilato eran fallidas, principalmente por su gran contracción por polimerización, baja rigidez, gran coeficiente de expansión térmica y otras fallas menores.

Fue entonces que fue sintetizado un monómero híbrido, el “BIS-GMA”, el cual es una gran molécula que asemeja a la resina epoxicas, excepto en que los grupos epoxicas son reemplazados con grupos metacrilatos. Por lo tanto, podría polimerizar rápidamente en las condiciones de la cavidad bucal, y aun así su contracción por polimerización era solo un tercio de las de metil-metacrilato.

Este líquido viscoso podría ser usado como aglutinante de partículas de vidrio, porcelana o cuarzo para formar una rígida, fuerte y relativamente duradero material restaurador estético.

El estudio continúa con el Dr. Bowen afirmando que, para la fecha del artículo (1982), no había un acuerdo uniforme respecto a cuál era el mejor agente grabador

del esmalte para aplicaciones de resina adhesiva. Bowen afirmó que había tanto razones experimentales como teóricas para usar el ácido fosfórico en una concentración de alrededor del 30% como un agente grabador. Lo que indica que, ya hace más de treinta años, manejaban una concentración bastante cercana a la concentración que hoy día usamos en odontología.

Sin embargo para aquellos momentos, en 1982, Bowen recomendaba que las superficies de la dentina debían ser protegidas de la aplicación de un ácido como este, debido a que, a su juicio, había una irritación pulpar incrementada; no solo a partir del tratamiento ácido, además, por una respuesta subsecuente a las restauraciones de composite, si un liner de hidróxido de calcio no era usado.

Los Aportes del Dr. Nakabayashi y del Dr. Fusayama.

Volviendo a la referencia al Dr. Nakabayashi, la adhesión a dentina fue un tema poco trabajado por unos 20 años, hasta el inicio de 1980.

La publicación de Nakabayashi postulaba que la infiltración de resina en la dentina grabada con ácido, transforma la superficie de una estructura cristalina, sensible al ácido, relativamente hidrofílica a una capa hidrofóbica, orgánica, resistente a los ácidos.

Nakabayashi y sus colaboradores demostraron que el grabado ácido de la dentina, seguido del lavado con agua, removía la fase mineral de la dentina; todo lo que quedaba de la dentina original era la matriz colágena.

La fase mineral solubilizada era extraída, pero era reemplazada con resina durante la infiltración de resina.

La nueva superficie no era ni resina ni dentina, sino un híbrido entre ambas. Acuñaron el término “capa híbrida” para identificar la nueva estructura formada por bioingeniería.

La capa híbrida es muy fuerte y resistente cuando está formada apropiadamente y ofrece una retención micro-mecánica enorme para los composites. Casi al mismo tiempo en Japón, el Profesor Fusayama, abogaba por grabar tanto el esmalte como la dentina simultáneamente, el concepto de “grabado total”.

Esto fue un concepto muy controversial en los Estados Unidos y Europa, donde el grabado ácido de la dentina se creía que producía muerte pulpar. Sin embargo, una revisión cuidadosa de la literatura, indicaba que las reacciones pulpares que ocurrían luego del grabado ácido, se debían en gran parte a un sellado inadecuado de las cavidades grabadas, y donde la consecuencia era la micro-filtración bacteriana.

En los últimos años, la reducción del tiempo de grabado y las mejoras en las formulaciones de los adhesivos y en las técnicas, han relegado la controversia del grabado ácido a figurar en revisiones históricas.

Debido a que la técnica de grabado total lleva a un colapso de la matriz desmineralizada cuando era secada con aire, el uso de pre-tratamientos con primers era necesario para re-expandir la matriz, antes de aplicar el agente adhesivo final.

La adhesión se describe como un proceso de tres pasos: grabado total, imprimación (priming) evaporación del solvente, y aplicación del adhesivo seguido de foto-polimerizado ⁽¹⁹⁾.

Adhesión de las resinas a la dentina.

Cuando es necesario adherir la resina a una superficie no adamantina, como la de la dentina o el cemento radicular, los retos para conseguir una adecuada adhesión demandan estrategias de mayor cuidado y control.

En estos tejidos dentarios, menos calcificados, existen cristales de hidroxiapatita en menor cantidad, no orientados en forma de varillas, incluidos en una trama de fibras de colágenas. Al tratar esa superficie con ácido, solo se logra eliminar parte de la hidroxiapatita, dejando matriz colágena expuesta. Esta no constituye una superficie tan apropiada como el esmalte, para atraer los componentes del adhesivo y la resina. Por otra parte la estructura dentinaria contiene humedad, situación hoy día controlada mediante los cambios significativos realizados en los sistemas adhesivos modernos, en los cuales se logra una íntima interacción entre los elementos químicos existentes entre las partes que se ponen en contacto.

El avance significativo en el área que aquí nos ocupa, surgió al reconocer que la adhesión eficaz a la dentina, en una situación clínica, necesitaba mecanismos micro-mecánicos como los reconocidos exitosos en el esmalte. Esto significaba que se pudiera disponer de moléculas polimerizables que fueran capaces de introducirse en la estructura de la dentina (y eventualmente del cemento radicular) y allí quedar trabadas al polimerizar.

Hoy la adhesión de las resinas a la dentina se alcanza en forma razonablemente satisfactoria, colocando sobre ella moléculas hidrofílicas (compatibles con el agua) con capacidad de polimerizar contenidas en los adhesivos. Para lograr que ellas penetren en la estructura dentinaria, debe de “abrírseles el camino”, ello requiere

actuar sobre la superficie con una sustancia ácida que modifique la superficie de la estructura mineral. Esto hace posible que un líquido hidrofílico, presente en los adhesivos, reemplace esa sustancia inorgánica. Ese líquido hidrofílico conocido habitualmente como “primer”, permite que luego pueda colocarse sobre la dentina así impregnada aun líquido “adhesivo”. En este se combinan monómeros hidrofílicos compatibles con los incorporados a la trama de la dentina, e hidrofóbicos compatibles con los componentes de la resina reforzada con la que se confeccionará la restauración. La adhesión es, entonces, lograda mediante la formación de una zona de estructura de dentina, mezclada con moléculas orgánicas, que son polimerizadas mediante activación por una radiación (fotocurado) o química (autocurado).

En definitiva la adhesión se logra en una zona de dentina que ha sido modificada por el tratamiento realizado. Esta zona o capa contiene los componentes dentinarios pero combinados con las sustancias que le han impregnado.

La capa así constituida es hoy, habitualmente reconocida con el nombre de “zona o capa híbrida”, denominación aplicada por un reconocido investigador en el área. Es fundamentalmente la difusión del monómero hidrofílico en la trama colágena de la dentina, la que determina su constitución.

Debe tenerse presente que para obtener el efecto buscado es necesario realizar tres operaciones; disolución o acondicionamiento con una sustancia de reacción ácida, impregnación o imprimación con monómeros hidrofílicos y adhesión propiamente dicha mediante la colocación de monómeros compatibles, con los que impregnan la dentina y con la resina restauradora ⁽¹⁴⁾.

Sistemas adhesivos.

Es el conjunto de materiales que nos permiten realizar todos los pasos de la adhesión, es decir, nos permiten preparar la superficie dental para mejorar el sustrato para la adhesión, también nos permiten la adhesión química y micro-mecánica al diente, y por último se unen adecuadamente al material restaurador.

La composición de los adhesivos que encontramos a nuestra disposición en el mercado odontológico, es muy variada y difícil de simplificar, si entráramos en composiciones particulares de cada compuesto del mercado, este trabajo se haría eterno y probablemente incompleto pues en ocasiones es difícil obtener datos de la composición cualitativa y cuantitativa de estos productos de las casas comerciales. Además, existen magníficos artículos en la literatura con listas interminables de los distintos adhesivos, su composición y distintas clasificaciones. Es por ello que se ha tratado de resumir, describiendo la composición y el tipo de adhesivo para matizarla después, cuando hablemos de las presentaciones que aparecen en el mercado.

Si bien, las pequeñas variaciones en composición pueden tener importancia en el resultado final y es conviene conocer a fondo el adhesivo que estemos utilizando.

1. Agente grabador: los más frecuentemente usados son ácidos fuertes (Orto-fosfórico al 37%) con la técnica de grabado total de Fusayama. También se siguen usando en la composición de los imprimadores ácidos débiles (cítrico maleico, etc...) y por último nos encontramos con las nuevas resinas acídicas (Phenil-P, MDP), que actúan como grabadores en los modernos adhesivos auto-grabantes.

2. Resinas hidrofílicas: estas son las encargadas de conseguir la unión a dentina impregnando la capa híbrida y formando "tags", aprovechando precisamente la humedad de la dentina. Son resinas como PENTA, HEMA, BPDM, TEGDMA, GPDM o 4-META.

3. Resinas hidrofóbicas: son las primeras que formaron parte de los materiales adhesivos y, aunque son poco compatibles con el agua, su función en los sistemas adhesivos es doble, por un lado, conseguir una buena unión a la resina compuesta que también es hidrofóbica y por otro, conseguir que la capa de adhesivo tenga un grosor suficiente, para que nuestra interfase dentina-resina soporte el estrés al que se va ver sometida, ya que suelen ser más densos que las resinas hidrofílicas.

4. Activadores: son los encargados de desencadenar la reacción en cascada de la polimerización. Básicamente nos encontramos con dos, los foto-activadores que son las camforoquinonas o el PPD y los quimio-activadores, como el complejo amina-peróxido.

En algunas ocasiones se encuentran asociados ambos tipos de activadores y estamos entonces ante un adhesivo de fraguado dual.

5. Relleno inorgánico: este componente no aparece en todos los adhesivos pero en los que lo hace, pretende reforzar a través del nano-relleno la resina y conseguir así un adhesivo con propiedades mecánicas mejoradas. Con este tipo de adhesivos es más fácil conseguir un adecuado grosor de capa, pues son menos fluidos.

6. Disolventes: en la mayoría de los productos que usamos el solvente es un mero vehículo del producto, pero en los sistemas adhesivos este es uno de los componentes fundamentales para conseguir una adhesión adecuada, ya que es fundamental para conseguir una adecuada capa híbrida. Por otro lado, los solventes muy volátiles como la acetona o el etanol, pueden tener problemas en su manipulación, porque si dejamos abierto el bote de adhesivo se evaporan con facilidad y la proporción resina-solvente se altera, y con ella las propiedades del producto. Es por ello que se están desarrollando nuevos adhesivos en botes monodosis. Los solventes que utilizan nuestros adhesivos son: agua, etanol y acetona.

7. En cuanto a la clasificación de los adhesivos tenemos que decir que existen infinitas:

- Unas en función de si los adhesivos eliminan o modifican el barrillo dentinario.
- Otras según su agente grabador los clasifican en:
 - A) No auto-grabantes
 - B) Auto-grabantes
- También se clasifican según el sistema de activadores que tienen en:
 - A) Fotopolimerizables.
 - B) Autoquimiopolimerizables.
 - C) Duales.

Según su evolución histórica, se han clasificado en adhesivos de 1ª, 2ª, 3ª, 4ª, 5ª y 6ª generación. Esta es la menos científica de las 4 clasificaciones, pero quizá la que nos permite entender mejor la infinidad de presentaciones comerciales en que se nos presentan los adhesivos.

Tendremos solo en cuenta los adhesivos más modernos, de la 4ª generación en adelante ya que son los primeros que comienzan a estar diseñados para actuar formando capa híbrida, es decir, los primeros diseñados para técnicas adhesivas modernas.

Los adhesivos de 4ª generación se presentan normalmente en 3 botes, en el primero (grabador) se encuentra el ácido fuerte (orto-fosfórico al 37%), en el segundo bote (primer o acondicionador) se encuentran las resinas hidrofílicas y el foto-activador; la función de este es impregnar adecuadamente la dentina. En el tercer bote (bonding o adhesivo) tendremos las resinas hidrofóbicas y los foto-activadores.

Todos estos adhesivos, pueden convertirse en adhesivos de fraguado dual si les añadimos en la composición de acondicionador y adhesivo el peróxido, y si el sistema trae un cuarto bote con aminas para mezclarlo en el momento de llevarlo a boca. Esto tiene su interés, pues los adhesivos quimiopolimerizables suelen ser más compatibles con las resinas de igual fraguado (utilizadas para cementado) que los fotopolimerizables y viceversa.

Los de la 5ª generación, surgen del afán de las casas comerciales de reducir los tiempos y el número de pasos de la técnica de aplicación, y por tanto, de simplificar la técnica. Para ello reducen los botes a dos, dejando en el primero el ácido grabador y dejando el segundo para una mezcla de acondicionador y adhesivo, de la que forman parte tanto la resina hidrofílica como la hidrofóbica, el foto-activador y el peróxido. Como en los de cuarta generación, para convertirlos en duales hace falta

un tercer bote con las aminas. Estos adhesivos han dado en llamarse mono-componentes y son los más usados en la actualidad.

Si bien, su capacidad adhesiva es algo peor que los de la generación anterior, esta sigue siendo buena. Y se mejora si añadimos más de una capa de adhesivo con nuestra técnica de aplicación.

Los de última generación, se han dado en llamar autograbantes. Estos solo tienen un bote que cumple las tres funciones, la de grabador porque contiene resinas acídicas, la del primer pues contiene la resina hidrofílica y la del bonding por contener la resina hidrofóbica. También contiene los activadores fotoquímicos y puede convertirse en dual añadiéndole las aminas ⁽²⁰⁾.

Factores necesarios para lograr la adhesión.

Los factores que pueden promover la adhesión deben estudiarse, tanto en la superficie a la cual se va a efectuar la adhesión, superficie adherente en el caso particular odontológica, el tejido dentario y factores que afectan al tipo de adhesión que se va a utilizar.

Factores requeridos en la superficie adherente.

- Energía superficial alta
- Composición homogénea
- Superficie lisa y tersa
- Superficie limpia y libre de humedad

1.- La energía superficial del cuerpo debe de ser alta y atractiva. Al considerar un cuerpo conformado por átomos, los cuales están equilibrados internamente unos con otros, los átomos superficiales, estarán parcialmente equilibrados, pues en su

superficie están aflorando sin compensación, produciendo así un campo de energía. Tenemos ejemplo de materiales de baja energía superficial, baja capacidad de atracción: vidrio, cerámica teflón. Colágeno

2.- Composición homogénea, los cuerpos en estructura molecular homogénea en lo posible del menor número de elementos permiten una mejor reacción adhesiva.

3.- Superficies libres y tersas, te permiten la aproximación de otra superficie, son más aptas para la adhesión .esta distancia interfacial no debe ser mayor de dos Angstroms $A=1 \times 10^{-8}$ CM.

4.- La superficie adherente debe de estar libre de impurezas y humedad. Puesto que la superficie adherente, en este caso es el tejido dentario, para observar en el análisis de esta estructura a luz de los requerimientos arriba anotados ⁽¹⁷⁾.

Los materiales adhesivos.

Se mantienen con procedimientos de uno o varios pasos que se siguen secuencialmente para lograr unir los tejidos del diente a otros materiales.

Se ha estado mencionando que la contracción de polimerización y los cambios volumétricos de las resinas, deben reducirse y controlarse para lograr mayor sellado y permanencia de la resina dentro de una cavidad, asegurando la vitalidad del diente.

Debe recordarse que, del sellado entre el diente y el material de restauración depende el éxito clínico de todo proceso odontológico restaurador ⁽²¹⁾.

Percolación marginal.

Se define como el infiltrado de fluidos y microorganismos, que presentan la mayoría de materiales para la obturación, los cuales no poseen capacidad adhesiva al tejido dentario. Es pues la antítesis de la adhesión.

Las cualidades deseables de un material para la obturación permanente fueron establecidas por el Dr. G.V. Black desde 1920 ⁽¹⁶⁾.

Micro-filtración.

Cuando se ha elegido un material para reconstruir una parte faltante del diente, puede presentarse, por más que trate de evitarlo, una separación entre el tejido del diente esmalte y dentina, y el material elegido.

Dicha separación puede crearse por solubilidad y desgaste del o de los materiales en esta zona, cementos dentales, adhesivos o barnices, o por la diferencia en el coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios y del material.

Efecto de los cambios térmicos en los materiales.

La medida en que cambia el volumen de un cuerpo al modificar su temperatura se conoce como coeficiente de expansión térmica. La disminución de la temperatura hará que los materiales se contraigan, y el aumento, que se dilaten. Este es un factor muy importante en el comportamiento de los materiales dentales y tiene relación directa con la energía interna o de unión de la materia.

Materiales con alta energía, como los polímeros, ceras, etc., tienen mayor coeficiente de expansión térmica que los metales y cerámicos.

Es importante hacer una buena selección manipulación del material, de acuerdo con este fenómeno, sobre todo al elegir los materiales para hacer copias de los tejidos duros y blandos de la cavidad bucal y aquellos que servirán para reconstruir una parte faltante del diente.

Para evitar efectos indeseables, debidos a este fenómeno, deberá considerarse tanto la temperatura ambiental como la de los alimentos que se consumen

La segunda ley de la termodinámica establece que cuando dos cuerpos con diferente temperatura entran en contacto, las temperaturas tenderán a igualarse, por ejemplo: agua caliente más agua fría, igual agua tibia ⁽²²⁾.

Fallas en la adhesión.

La causa más común de fracaso en los postes es la pérdida de retención por la falla en el cementado, el estrés cíclico de la masticación puede afectar la unión del poste en la unión poste-cemento, o la interfase dentina-cemento. Bolhuis HP 2004⁽²³⁾, Lewis R 1988⁽²⁴⁾. Los postes de fibra de vidrio provocan en una menor incidencia las fracturas radiculares. En cuanto a su estética y funcionalidad son muy aceptables.

La adhesión a la dentina del canal radicular, por su humedad tiende a provocar desalojos, ya que se caracteriza por una adherencia no tan fiable en comparación de la dentina coronal.

Los núcleos metálicos o postes prefabricados son, a menudo, necesarios como método auxiliar de retención para la reconstrucción de dientes tratados con endodoncia.

Limpieza y desinfección:

Se considera la limpieza del conducto como una de las claves para la adhesión de los medios cementantes resinosos y la resultante integración del tejido dentario con los PBORF (Postes de Base Orgánica Reforzados con Fibras).

El empleo de líquidos irrigantes como el alcohol y la clorhexidina durante las maniobras de desobstrucción y ensanchamiento del conducto durante la preparación del lecho, presenta una serie de ventajas importantes.

Previene la formación de una capa de barro dentinario gruesa de difícil remoción.

Elimina detritos dentina, gutapercha, cementos, etc., y evita su depósito dentro del conducto.

Disminuye la temperatura generada por la fricción de los instrumentos sobre la dentina, que puede generar daños micro-estructurales y afectar posteriormente el rendimiento adhesivo. Mantiene el ambiente libre de contaminación ⁽²⁵⁾.

Calidad de los tejidos.

La calidad del sustrato adhesivo (los tejidos de la cavidad) es un factor clave para considerar, ya que es uno de los mayores condicionantes del grado de resistencia adhesiva entre el material y el diente, y las posibilidades de integración/refuerzo.

Y en este sentido, habrá que considerar distintas variables que, en un diente tratado, pueden jugar en contra e ir en detrimento de la resistencia adhesiva:

- La presencia de contaminantes o interferentes con la adhesión.
- La alteración estructural del colágeno de la dentina.
- La existencia de estructuras mecánicamente débiles.

Varias sustancias, empleadas en el tratamiento endodóntico y la obturación coronaria temporaria, han demostrado ser interferentes con la adhesión y causantes de disminución de los valores de resistencia adhesiva, bien por su presencia física o por impregnar la superficie de la dentina con alguna sustancia química:

Selladores radiculares con eugenol o sin él u otros fenoles en su composición.

- Conos de gutapercha.
- Hipoclorito de sodio.
- Peróxido de hidrógeno.
- Cloroformo, halotano.
- Medicaciones temporarias intracamerales.
- Materiales de obturación provisoria eugenol o sin él.

Se ha discutido por mucho tiempo si el eugenol u otros fenoles, ampliamente empleados en endodoncia para la composición de los selladores radiculares o materiales de obturación temporaria, es causante de una disminución de la adhesión.

Algunos trabajos sugieren que no permiten la polimerización de las resinas y a partir de ello los valores de adhesión podrían disminuir.

Otras investigaciones, en cambio, muestran resultados opuestos en los que se hacen evidentes tales circunstancias.

Independiente de los resultados contradictorios de los distintos de investigación, es lógico suponer que, siendo las arriba mencionadas sustancias aceitosas, al cubrir e impregnar la dentina pueda alterar en mayor o menor medida la eficacia de las técnicas adhesivas.

Las sustancias que se emplean más frecuentemente como: irrigantes, el hipoclorito de sodio y el agua oxigenada, son agentes oxidantes (liberan oxígeno) y causan descensos de valores de adhesión, señalados como importantes en algunos trabajos.

Sin duda esto constituye un problema, ya que el hipoclorito de sodio es el irrigante más comúnmente utilizado en endodoncia, y para muchos el más eficaz por su acción disolvente de sustancia orgánica desinfectante, genera alteraciones en el metabolismo celular y destrucción de fosfolípidos. Su acción antioxidante altera enzimas bacterianas y genera su degradación ácida.

El hipoclorito de sodio se divide en cloruro de sodio y oxígeno, con el que forma una rica capa, y altera así el rendimiento de las técnicas de adhesión, ya que el oxígeno inhibe la polimerización de las resinas.

Se han propuesto alternativas al hipoclorito de sodio como irrigante en endodoncia. Una de ellas es gluconato de clorhexidina al 2%, que no parece alterar el rendimiento de la adhesión, aunque su acción como irrigante disolvente de sustancia orgánica dista de ser tan eficaz como el hipoclorito de sodio.

Otra variable para considerar es la alteración del colágeno de la dentina, tiempo después de efectuado el tratamiento endodóntico. Las fibras colágenas se desnaturalizan o sufren micro fracturas, lo que disminuye la eficacia de las técnicas adhesivas, que dependen de ese colágeno para la formación de la capa de interdifusión resinosa o capa híbrida ⁽²⁶⁾.

Medios cementantes resinosos (MCR).

Los que se emplean para conseguir adhesión en una fijación deben ser resinosos (MCR) ya que al estar basados en un líquido orgánico (la resina): Presentan baja tensión superficial.

Fluyen en pequeños espacios y al endurecer establecen uniones micro-mecánicas sobre las partes para fijar.

Están formados por moléculas o monómeros que pueden copolimerizar con otros monómeros provenientes de sistemas de adhesión, o de otras sustancias agentes de enlace y ayudar así al establecimiento de la adhesión sobre los tejidos dentarios o superficies no biológicas.

Pueden presentar monómeros que reaccionan química, al ser aplicados de modo directo sobre distintos materiales que forman óxidos en su superficie. Estos materiales cemento resinosos serán llamado adhesivos MCR.

En general los (MCR) que se emplean actualmente son resinas compuestas en muchos aspectos similares a aquellas empleadas como materiales de restauración. Se reduce en grados variables el contenido cerámico para generar menor viscosidad.

Existen también resinas sin carga cerámica adhesivas por sí mismas, reconocidas por presentar menor resistencia a la fatiga y mayor sensibilidad de empleo y almacenamiento

Los Medios Cementantes Resinosos (MCR) presentan características particularmente desde el punto de vista de su manipulación; endurecimiento, propiedades físicas y comportamiento óptico:

Son prácticamente insolubles, lo que mejora las posibilidades de sellado marginal en las restauraciones.

Su biocompatibilidad y la de sus técnicas de adhesión dependen de factores complejos, como el grado de permeabilidad dentinaria en dientes vitales y el grado de conversión obtenido en los adhesivos (MCR).

Son translúcidos en diferentes grados (semi-translúcidos o semi-opacos).

No presentan una fase elástica prolongada al endurecer, por lo que la eliminación de excesos es una variable más compleja.

Presentan muy buenas propiedades físicas. Estas están relacionadas fundamentalmente con el contenido cerámico del material. Generalmente un (MCR) supera a cualquier otro MCR en cuanto a resistencia a la compresión, tracción, flexión, desgaste y fatiga.

Se polimerizan más rápido en ausencia de oxígeno, en gruesos espesores de material, donde la porción central se aísla de oxígeno, se puede acelerar el proceso de polimerización y dificultar el asentamiento de la restauración. Esto se observa en algunos (MCR) más que en otros.

Se deberá prestar particular atención, por ejemplo, al llevar el (MCR) dentro de un conducto radicular, con un dispositivo tipo lentulo previamente a la inserción del poste o perno, o al colocar mucho volumen en la porción interna de una corona y demorar su asentamiento.

Por la misma razón, la presencia de oxígeno inhibe la polimerización. En todas las fijaciones con (MCR) y una vez eliminado el exceso, se deberán cubrir los márgenes de la restauración con gel de glicerina.

Se contraen al polimerizar. El contenido cerámico es menor que en los materiales de restauración, por lo que la cantidad de resina (y la contracción de la polimerización) es mayor.

En una fijación el factor de configuración (factor c) es muy alto, por la deformación (la contracción) de material se verá restringida y formará tensiones internas. Si bien las tensiones pueden ser parte atenuadas por la elasticidad del material, en algunos casos, en los cuales el volumen del (MCR) sea importante pueden derivar en fallas de adhesión/integración superficial entre el diente y la restauración, así como en pérdida del sellado marginal.

Estos problemas se minimizan cuando el espesor del medio cementante es reducido; no deben existir más de 100 micrones en las restauraciones donde se emplee un cemento resinoso. Clínicamente es riesgoso compensar malas adaptaciones o ajustes de las restauraciones con el medio cementante.

Clasificación de los materiales cemento resinosos.

Auto activables: Presentan dos pastas o polvo y líquido. La polimerización se activa al reaccionar un peróxido con una amina terciaria aromática y forma las primeras moléculas con valencias libres o radicales libres.

Opcionales: similares a las duales, pero el foto-iniciador se incorpora solamente en la base, por lo que de emplear solo esta se tiene la opción de un MCR foto-activable y se evitan los inconvenientes propios de los duales (decoloraciones a distancia, mezclas con atrapamiento de aire, etc.)

Foto-activables: solo polimerizan activados por luz. Indicados para restauraciones translucidas delgadas que permiten el pasaje de la luz (frentes estéticos de base polimérica o porcelana translucida).

Existen algunos (MCR) Foto-activables específicos aunque, en general, cualquier composites de restauración fluido puede cumplir con esta función.

Dependientes de la técnica adhesiva o de precursores de adhesión: la gran mayoría de los (MCR).

Adhesivos por sí mismos: pueden adherirse específicamente sobre superficies no dentarias por la presencia de monómeros adhesivos, como los esterés fosfatados u otras moléculas poli-funcionales como el 4 META.

Otros (MCR) más recientes presentan monómeros acídicos que les permiten también generar adhesión sobre el tejido dentario y otras superficies.

Generan, a semejanza de los adhesivos autograbantes, un acondicionamiento ácido de la superficie dentaria. Con la que entran en contacto estableciendo la adhesión.

Cementos duales.

Se presentan en dos pastas (base y catalizador) con los mismos componentes de los anteriores, a los cementos duales se les agrega una sustancia capaz de iniciar la polimerización cuando el material expuesto a la luz azul: un foto-iniciador. Habitualmente se emplea una dicetona (canforquinona) que, ante la acción de luz de 400 o 500 nm de longitud de onda (luz azul), reacciona con una amina terciaria, formando las primeras moléculas con valencias insaturadas reactivas (radicales libres) que buscarán saturarse, abriendo los dobles enlaces C C de los dimetacrilatos presentes en la matriz del material, saturan su valencia libre con otros monómeros, por lo cual se forman uniones covalentes entre ellos y se establece la polimerización de la resina.

O sea los materiales duales activan su polimerización y forman sus radicales libres por dos vías: una química (reacción amina 3^a peróxido) y otra física (acción de la luz sobre la dicetona/posterior reacción dicetona/amina 3^a). Pero para conseguir un adecuado grado de conversión y buenas propiedades físicas deben recibir suficiente radiación lumínica ya que, en grados variables según cada producto, poseen menor concentración de activador químico y menos posibilidad de auto-polimerización, si se les compara con los materiales cementantes resinosos de polimerización puramente auto-activada.

Medios cementantes resinosos adhesivos autograbantes. (MCRAA)

Son resinas compuestas de fijación con una composición química más compleja.

Se mantienen las características de un (MCR) pero se agregan otras propias de otros materiales, como los sistemas adhesivos autograbantes y los cementos de ionomeros de vidrio. Representan una gran evolución desde el punto de vista químico y tienen un panorama muy promisorio odontología restauradora.

El material se presenta en dos pastas donde se incorporan monómeros (dimetacrilatos) con grupos radicales de ácido fosfórico. Técnicamente se los denomina metacrilatos fosforados.

El relleno cerámico posee partículas de vidrio alcalinas (básicas) con iones de calcio, aluminio, estroncio, y flúor. Similares a las que presentan los cementos de ionomeros de vidrio.

Al aplicar el cemento dentario, la acidez de los monómeros genera desmineralización del tejido y así unión micro-mecánica, funcionando de esta forma muy parecido a los sistemas de adhesión autograbantes.

Los grupos ácidos también reaccionan a través de uniones iónicas sobre otras superficies, como los metales y algunas porcelanas.

Los grupos que no reaccionaron con los tejidos lo harán con las partículas alcalinas (calcio, estroncio y aluminio), formando una sal y mejorando las propiedades adhesivas del material.

De esta forma son neutralizados y se eleva el Ph del medio, lo que posibilita a la vez la difusión de iones flúor al medio externo.

Por lo explicado se entiende que los MCRAA endurecen por un doble mecanismo. Uno propio de los MCR, a través de una polimerización por apertura de doble ligadura de grupos vinílicos de sus monómeros, y el otro propio de los ionómeros de vidrio (IV): formación de una sal a partir de una reacción ácido base entre los grupos de ácido fosfórico de los monómeros y las partículas alcalinas.

La activación de la polimerización es dual, es decir, por un proceso físico (aplicación de la luz azul) y químico, el sistema iniciador amina peróxido fue cambiado por otro menos susceptible a un medio ácido ⁽²⁷⁾.

Cementos de resina.

Se utilizan para fijar el diente aparatos y aditamentos. Estos cementos cumplen con el espesor de película máximo de 50 mm que indica la norma, los valores son de 25mm como máximo. Son los más insolubles de todos los usados para cementar, y los de mayor resistencia a la compresión. Es el cemento más indicado para fijar aparatos estéticos, translucidos, hechos de resinas o cerámicas. Para su uso, en todos los casos requieren sistemas adhesivos. Algunos de estos cementos contienen en su composición una molécula hidrófila como el hidroxietilmetacrilato (HEMA).

Además de los autopolimerizables y fotopolimerizables, existe un tercer grupo, los cementos duales, que polimerizan por las dos vías, y que se usan en aquellos casos en que la luz no penetra, ya sea por la profundidad de la cavidad o porque no es translúcido el material que se une al diente. ⁽²¹⁾

Sistemas de fotocurado, fuentes de luz.

Con la creciente exigencia de un adecuado control de tiempo, de trabajo y mejoría de las propiedades físicas, surgieron las resinas compuestas fotopolimerizables, una clase de materiales plásticos polimerizados por la exposición de sus componentes a una intensa fuente de irradiación óptica electromagnética.

Los sistemas fotopolimerizadores a través de luz ultravioleta revolucionaron en su momento el mercado odontológico y lograron gran aceptación debido a sus inherentes ventajas, como control de tiempo de trabajo, reducción de la porosidad y mejor estabilidad de color. Sin embargo, la conveniencia del sistema, así como sus ventajas no fueron suficientes para sustentarlas por mucho tiempo. Los daños de la radiación ultravioleta y la limitada profundidad de polimerización fueron razones suficientes para llevar a su total sustitución por los sistemas activados por luz visible, que sufrió una rápida evolución desde su introducción en 1980 y hoy indudablemente, domina el mercado mundial, probando su eficiencia y popularidad.

Inicialmente, materiales polimerizables por luz visible eran usados solamente en restauraciones de dientes anteriores y en sellado de fosetas y fisuras.

Su uso se extendió excesivamente, con una numerosa variedad de materiales presentes en todos los segmentos de la odontología, como los forros cavitarios, los materiales para coronas y puentes provisionales, los cementos quirúrgicos, los cementos de resina para la fijación de aparatología ortodóntica, principalmente los sistemas adhesivos y las fórmulas de composites para dientes anteriores y posteriores.

Tanta es la variedad de productos y la masiva utilización de las resinas compuestas fotopolimerizables que acabó por crear una creciente demanda por las unidades emisoras de luz, hoy denominadas unidades de fotopolimerización.

Reacción química foto-iniciada.

Con la finalidad de poder comprender el uso, así como las cualidades mínimas que una unidad de foto-polimerizado debe poseer, se hace necesario, inicialmente, entender la química básica de la polimerización por luz visible.

Las resinas compuestas activadas por luz visible, inician su proceso de polimerización por absorción de la luz en una faja específica de longitud de onda, a través de un componente alfadiquenona, por lo general una canforoquinona, que, una vez activada, reacciona con un agente reductor (amina alifática) para producir los radicales libres, a partir de ahí, la reacción es muy similar a la de los sistemas autopolimerizables.

El factor de mayor importancia en este fenómeno consiste en el hecho de que, cada cadena formadora en esta reacción química la adición, necesita de un radical libre. El grado de conversión, por lo tanto no es solamente dependiente de la fórmula química del material, sino también de la cantidad de luz apropiada que activa el catalizador, las resinas fotopolimerizables se polimerizan solamente donde la luz es absorbida, dispersa y, por consecuencia, atenuada durante su paso a través del material, haciendo que las superficies más cercanas a la fuente de luz se polimericen más eficientemente que aquellas más profundas. Con esto se crean capas no polimerizadas o parcialmente polimerizadas, lo que acarrea numerosos perjuicios a la restauración, principalmente en lo que refiere a sus propiedades

mecánicas. En síntesis, la calidad de polimerización es determinada por el grado de conversión del monómero en polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilatos reactivos que reaccionaran unos con otros.

Consecuentemente, existe un alto grado de dependencia entre el éxito de la restauración y la capacidad de polimerización de la luz visible irradiada dentro de un determinado periodo de tiempo, factor frecuentemente ignorado por el profesional que, envuelto en la rutina del consultorio, se preocupa con la adquisición de materiales de última generación, olvidándose, sin embargo de averiguar de una de sus principales herramientas de trabajo: la unidad de fotopolimerización.

Unidad de fotopolimerización y sus componentes.

De una manera general, la unidad de polimerización puede ser definido como un instrumento capaz de generar y transmitir con alta intensidad una luz azul, idealmente con una longitud de ondas variando 400 y 550 nm, designada específicamente, para la polimerización de materiales dentales sensibles a la luz visible, los aparatos varían mucho en la forma y número de dispositivos, sin embargo, una unidad debe poseer por lo menos tres de los siguientes componentes básicos:

- 1) Una fuente de energía luminosa (lámpara halógena);
- 2) Un filtro selector de la faja de la longitud de onda transmitida;
- 3) Un conductor de la luz para la aplicación de la luz en el área deseada, que puede variar entre un asta rígida de fibras ópticas, un alambre flexible de fibras ópticas o un alambre de vía líquida.

Estos tres componentes son, sin duda alguna, los principales controladores del potencial de polimerización del aparato ⁽²⁸⁾.

Manipulación de lámparas de fotopolimerización.

Muchos de los materiales que utilizamos actualmente son de fotopolimerización, de modo que en un consultorio moderno no puede prescindir de una unidad de fotopolimerización.

Para la adquisición de una lámpara es preciso analizar una serie de factores, como la potencia que brinda, sus características de manipulación en cuanto a eficiencia y confort, el tipo de señales acústicas que emite, etc., junto con otras características que se explican más adelante.

Tipos de lámparas fotopolimerización.

Halógenas.

Son las más comunes, menos costosas, más confiables, con mayor número de estudios longitudinales.

Algunas de diseño alámbrico e inalámbrico. Manejan una longitud de onda de 400 a 500 nm, estas deberían lograr foto-polimerizar todos los materiales. Estas son ligeramente más lentas que las basadas en arco de plasma y láseres de argón.

Arco de plasma.

El bulbo de la lámpara es un comportamiento a base de óxido de aluminio con muy alta presión que contiene gas xenón altamente energizado (plasma) a 150 psi. La estructura interior es específica para reflejar la luz en forma de arco entre 2 electrodos.

El arco tiene alrededor de 1mm de largo, que permite un rayo de mucho enfoque. Es polimerización es muy rápida pero podría no curar todos los materiales. Las unidades son de mayor tamaño que las lámparas de luz halógena, los insertos de las puntas son muy pequeños para la mayoría de las restauraciones. Sus cables tienen un contenido líquido que puede endurecerse y degenerar con el tiempo. Hay poca experiencia sobre estos artefactos.

Laser de argón.

La luz se genera cuando se pasa energía a un átomo, elevando un electrón a un nivel de energía más alto pero inestable. El electrón volverá a nivel estable emitiendo luz a través del medio de gas argón la polimerización se consigue rápidamente, se ha identificado que puede no foto-polimerizar todos los materiales, requieren de gran inversión.

Diodos especiales (dispositivo electrónico que restringe el flujo de corriente principalmente hacia una dirección) que emiten luz cuando están conectados en un circuito.

Existen aparatos con cables o sin cable, de peso liviano, tamaño pequeño, vida útil prolongada de la batería gracias al bajo consumo, y virtualmente no genera calor en su punta, algo muy nuevo, de poca experiencia, puede no curar todos los materiales; se discute la potencia de la luz emitida ⁽²⁹⁾.

Led.

Esta tecnología, usada desde 1995; consiste en lámparas que producen la luz a través de semiconductores, a diferencia de las lámparas halógenas que usan

filamentos. Contiene diodos de galio-nitrito que producen un estrecho espectro de luz entre los 400 y 500 nm, pero posee la característica de concentrarse en el rango específico de absorción máxima de la canforquinona (465 nm). Esto sería una ventaja comparativa con respecto a la lámpara halógena, que dispersa el espectro de luz necesario para activar a la canforquinona, por tanto generando más calor.

En general, dentro de sus características de las LED encontramos que: Poseen una vida útil de alrededor de 10.000 horas, produciéndose un pequeño desgaste durante este tiempo de la ampolleta.

- Generan bajas cantidades de calor.
- No requieren filtros para producir la luz azul.
- Son resistentes a golpes y vibraciones, y consumen una pequeña cantidad de energía mientras trabajan.

Las lámparas LED que se presentan inalámbricas, están dotados de baterías recargables de níquel metal, cada carga puede utilizarse hasta 200 exposiciones, esta batería no se descarga si permanece sin uso.

Los fabricantes refieren que este tipo de lámparas podrían polimerizar composite de 2 mm de profundidad en 10 segundos. Aun cuando generan 400 mW/cm², requieren menos tiempo de exposición, ya que como se dijo anteriormente, concentran sus longitudes de onda en las específicas para la canforquinona.

- Ventajas.
- Diseño inalámbrico permite una mayor movilidad.
- Funcionamiento silencioso, ya que no requiere ventilador.
- Intensidad de poder constante durante 40 segundos.
- Calentamiento mínimo de los tejidos orales.

- Puntas de Fibra Óptica esterilizables por vapor y productos químicos.
- Reloj incorporado con tiempos preestablecidos (algunas marcas).
- Resisten mejor los golpes y las caídas.
- Diseño de alta tecnología, con radiómetro.
- Mango pequeño tipo lapicera ⁽³⁰⁾.

Justificación.

La permanencia de un retenedor intraradicular, sea este vaciado en metales preciosos o semipreciosos, o bien utilizando postes prefabricados en diversos materiales, hoy ampliamente utilizados los postes de fibra de vidrio, está determinado por los protocolos de adaptación y cementado del mismo.

Es por esto que con la realización de esta investigación se buscó identificar cuál de los dos postes de fibra de vidrio, Personalizado o Convencional, cementados con resina dual nos puede ofrecer un menor grado de micro-filtración, asociado a la contracción volumétrica de la resina y así plantear alternativas de mayor éxito en la realización de futuras restauraciones que requieren retención intraradicular.

Planteamiento del problema.

La micro-filtración presente en los materiales utilizados para la rehabilitación de los tejidos dentarios, por características propias y por algunos otros factores, como fallas en el cementado, el estrés cíclico de la masticación, falta de destreza del operador e inadecuado manejo de los materiales, puede afectar la adhesión a las paredes cavitarias, es por ello que en este estudio se comparó el grado de micro-filtración asociado a las fuerzas de contracción volumétrica, propio de la película del cemento de resina y su consecuente pérdida de adhesión, por lo cual al observar

las posibles causas que puedan afectar esta importante fase del tratamiento; por lo que el propósito fue identificar la micro-filtración existente a nivel de los tejidos dentarios y la profundidad cérvico apical, dar a conocer los resultados y con ello contribuir a evitar fracasos en futuras restauraciones post-endodónticas.

Por lo que se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el grado de micro-filtración existente en postes de fibra de vidrio cementados con técnica convencional y postes de fibra de vidrio personalizados con resina?

Objetivo general.

Comparar el grado de micro-filtración existente en postes de fibra de vidrio personalizados con resina y postes de fibra de vidrio convencionales, utilizando un cemento de resina dual y determinar en cuál existe mayor o menor grado de micro-filtración.

Objetivos específicos.

Determinar el grado de micro-filtración existente en los diferentes tercios radiculares, ante la utilización de una técnica personalizada y convencional. En el cementado de postes de fibra de vidrio al utilizar un cemento de resina dual.

Determinar la profundidad de micro-filtración hacia dentina existente, ante la utilización de la técnica personalizada con resina y convencional para el cementado de postes de fibra de vidrio, al utilizar un cemento de resina dual.

Comparar los grados y profundidad de micro-filtración existente en los postes de fibra de vidrio personalizados con resina y convencionales utilizando un cemento de resina dual.

Hipótesis:

H1: Los postes de fibra de vidrio personalizados mediante resinas híbridas convencionales, cementados con resina dual, presentan menor grado de micro-filtración que los postes de fibra de vidrio cementados utilizando resina dual con técnica convencional.

H0: Los postes de fibra de vidrio personalizados mediante resinas híbridas convencionales, cementados con resina dual presentan mayor grado de micro-filtración que los postes de fibra de vidrio cementados con resina dual con técnica convencional.

Variables de estudio.

Dependiente: Determinar la Micro-filtración existente en los postes de fibra de vidrio personalizados y convencionales cementados con resina dual.

Independiente: Postes de fibra de vidrio Personalizados y convencionales de fibra de vidrio. Cementados con resina dual.

Operación de variables.

Grado de Micro-filtración existente en los postes de fibra de vidrio personalizados y convencionales utilizando un cemento de resina dual.

Tipos de Variables.

Variable dependiente.	Definición operatoria.	Tipo.	Categorías.
Postes de fibra de vidrio.	Aditamento protésico utilizado para dar retención a la restauración final.	Cualitativa ordinal.	1.- Convencionales. 2.- Personalizados. (Uso de resina 3M Filtek Z350 para personalizar el poste en interior del conducto).
Variable independiente.	Definición operatoria.	Tipo.	Categorías.
Grado de Micro-filtración.	Percolación de fluidos en la interface existente entre dos o más superficies.	Cuantitativa nominal.	Micro-filtración dentina. 0.- No micro-filtración 1.- Micro-filtración la interface poste-conducto radicular. 2.- Micro-filtración zona superficial dentina. 3.- Micro-filtración zonas profundas de dentina. Micro-filtración en tercios radiculares. 0.- No penetración. 1.- Penetración tercio cervical. 2.- Penetración tercio medio. 3.- Penetración tercio apical.

Tipo de estudio.

Comparativo, observacional, experimental y transversal.

Universo de estudio.

54 Dientes humanos permanentes, unirradiculares.

Criterios de inclusión.

- Unirradiculares.
- Raíces íntegras.
- Raíces con tratamiento de conducto.
- Raíces de fácil acceso y rectas.

Criterios de exclusión.

- Raíces perforadas o fracturadas.
- Raíces múltiples.
- Raíces curvas.
- Raíces con conductos obliterados.
- Raíces sin tratamiento de conductos.

Materiales.

- 54 órganos dentarios permanentes unirradiculares.
- Cemento RelyX U200 click (3M ESPE).
- Postes de fibra de vidrio (coltene) parapost fiber post, diversos calibres.
- Puntas de papel absorbente (Higienic).
- Fresas Gates gliden, varios calibres.
- Fresa de desobturado, del diámetro poste a utilizar (Parapost sistem).
- Adhesivo Apter Single Bond 2 (3M ESPE).
- Ácido fosfórico al 35% (Ultradent product Inc.).
- Resina micro hibrida fotopolimerizable (3M ESPE Filtek Z250).
- Lámpara de luz alógena (LITEXtm 680 A, Dentamerica).
- Micro Aplicador mediano (Microbrush).
- Gluconato de clorhexidina al 2% (concepsis ultraden).
- Alcohol etílico desnaturalizado Protec
- Gasas Medibase
- Estufa de un quemador eléctrica. General Electric
- Fucsina básica 2.5%. Productos Naturales y Analíticos
- Solución salina. Biotech
- Hielo potable.
- Espátula de plástico de hoja plana. Medental
- Losetas de papel desechables. 3EM ESPE
- Explorador dental no. 5. Pearson
- Pinzas de curación. Pearson
- Godete de cristal. Medental
- Fresas de diamante. MANI DIA-BURNS

- Disco de diamante de motor alta velocidad.
- Motor de alta velocidad laboratorio. WELLS USA
- Regla milimétrica endodontica. Medental
- Jeringa hipodérmica de aguja lateral. Protec
- Cera pegajosa. Galileo
- Cámara fotográfica. Samsung L200
- Glicerina Jaloma
- Barniz de uñas. AVON Nail Wear pro
- Paradontómetro. Hu- Friedy
- Termómetro digital y análogo. TAYLOR Digital Thermometer
- Microscopio Ecleris C 100 2014 versión techo.
- Plumón indeleble, punta mediana. Sharpie
- Plumón indeleble, punta fina. Sharpie
- Recipientes tipo frasco para pruebas de laboratorio.
- Cinta adhesiva. 3EM 200
- Pieza de mano de alta velocidad. Midwest USA
- Pieza de mano de baja velocidad. Midwest USA
- Contrangulo. Midwest USA
- Campos operatorios, baberos. Medental
- Agua corriente.
- Compresor dental. GNATUS

Metodología.

54 dientes unirradiculares humanos, extraídos con tratamiento endodóntico, fueron seleccionados para este estudio.

Con el propósito de estandarizar la totalidad de las muestras utilizando piezas de alta velocidad con irrigación y fresas diamante, se procedió a la de coronación y la estandarización de la longitud radicular a 16mm.

El universo de trabajo fue dividido en dos grupos integrado por: grupo A y grupo B integrados por 27 dientes cada uno. Para la posterior asignación numérica progresiva detallada a continuación:

Grupo A:

A1,A2,A3,A4,A5,A6,A7,A8,A9,A10,A11,A12,A13,A14,A15,A16,A17,A18,A19,A20,A21,A22,A23, A24,A25,A26,A27.

Grupo B:

B1,B2,B3,B4,B5,B6,B7,B8,B9,B10,B11,B12,B13,B14,B15,B16,B17,B18,B19,B20,B21,B22,B23,B24, B25,B26,B27.

Para la codificación de cada uno de los dientes del estudio se utilizó un plumón de tinta indeleble, colocando la codificación correspondiente sobre las superficies radiculares mesial y distal.

Una vez teniendo codificada la totalidad de los grupos, se procedió a la preparación biomecánica de la totalidad de las muestras, utilizando técnica convencional de baja velocidad y fresas Gates gliden de diferentes calibres, según

las dimensiones del conducto al diente a tratar, manteniendo un sellado apical de 5 mm.

La definición del conducto se finalizó utilizando las fresas de preparación del sistema (Parapost fiber White). Acompañada de irrigación por medio de jeringa hipodérmica con aguja lateral, definido el nivel de instrumentación intra-conducto, la totalidad de las muestras serán irrigadas con gluconato de clorhexidina al 2% (Concepsis Ultradent Products Inc.) Y mantenidas en un campo húmedo y fresco.

Con el propósito de eliminar de la superficie del poste cualquier residuo contaminante que impida la correcta adhesión, se utilizó alcohol etílico y gasas.

Para el grupo A.

La técnica de cementado se llevó a cabo utilizando el cemento de resina dual U200, cemento dual de la casa comercial 3M, en su presentación de Click.

Una vez retirado el capuchón de seguridad se procedió a la colocación de la dosificación calibrada sobre una loseta de papel no absorbente y su mezcla con espátula de plástico de hoja plana, homogenizada la mezcla se procedió a llevar el cemento al interior del conducto, con un parodontómetro y proseguir con el embadurnado del poste y su posterior inserción pasiva en el interior del conducto, con una ligera presión apical seguida de la foto-polimerización mediante el uso de lámpara de luz alógena por 20 segundos, sobre las diferentes superficies dentarias.

Mediante el uso de un explorador número 5, fueron retirados los excedentes, para concluir con la reconstrucción del muñón de resina.

Para el grupo B (poste personalizado).

Se procedió a utilizar una técnica personalizada dentro del conducto radicular que consistió en colocar lubricante (glicerina) al interior del conducto y limpiar el poste con alcohol etílico y con gasas.

Con una pinza de curación se sostiene el poste, con un aplicador (Microbrush) se le agrego adhesivo (Adper Single Bond 2 3M ESPE), se fotocuró por 20 segundos, con lámpara de luz alógena....., para la colocación de resina se retiró el capuchón y con un instrumento de teflón (American Eagle CARVER GREGG 4-5) al poste se le agrego resina fotopolimerizable tono A1 (Z350 3M ESPE, St. Louis MO), iniciando desde la porción apical, con una pinza de curación el poste se introdujo en el interior del conducto, ya con la resina colocada se conformó desde apical y se retiró hasta observar que este cumpla la anatomía interna más conveniente, ya verificado se introdujo nuevamente y se foto-curó con lámpara de luz alógena por 10 segundos. Para que se termine de foto-curar la resina el tiempo fue de 20 segundos. Esta se sostuvo con una pinza de curación. Y así, gradualmente en su porción media, hasta finalizar con la porción cervical.

Posterior a ello se lavó con gluconato de clorhexidina al 2% (Concepsis Ultradent Products Inc.) para retirar residuos de glicerina de las paredes del conducto y para la limpieza del poste se utilizó alcohol etílico y gasas.

Con el propósito de eliminar el exceso de humedad del conducto, se procedió a la aplicación de aire indirecto y la utilización de puntas de papel absorbente (Higienic) varios calibres.

La técnica de cementado se llevó a cabo utilizando el cemento de resina dual U200, cemento dual de la casa comercial 3M, en su presentación de Click.

Una vez retirado el capuchón de seguridad, se procedió a la colocación de la dosificación calibrada sobre una loseta de papel no absorbente y su mezcla con espátula de plástico de hoja plana, homogenizada la mezcla se procedió a llevar el cemento al interior del conducto, con un par odontómetro y proseguir con el embadurnado del poste y su posterior inserción pasiva en el interior del conducto, con una ligera presión apical, seguida de la foto-polimerización, mediante el uso de lámpara de luz alógena por 20 segundos, sobre las diferentes superficies dentarias. Mediante el uso de un explorador número 5 fueron retirados los excedentes, para concluir con la reconstrucción del muñón de resina.

Para la porción de-coronada en cervical donde se encuentra tejido dental (esmalte) será necesario grabar con Ácido Fosfórico al 35% (Ultradent Products Inc.), por un tiempo de 15 segundos. Se lavó con abundante agua por un minuto y se procedió a aplicar aire en la superficie dental, dejándola ligeramente húmeda. A continuación se utilizó un aplicador (Microbrush) para colocar el adhesivo (Single Bond 3M), al cual al envase se le retirara la cubierta para ser utilizado, posterior a ello a la superficie dental se le aplicaron 2 capas uniformes de adhesivo, frotándola correctamente para la penetración del adhesivo y retirando excedentes con ligera presión de aire, esta se foto-curó con lámpara de luz alógena por un periodo de 20 segundos y finalmente se le aplicó resina color A1 (Filtek Z350 3M ESPE, St. Louis, MO) quitando el capuchón de la jeringa, para ello se contó con un instrumento

de teflón (American Eagle CARVER GREGG 4-5) para la colocación de la resina en el tejido dental(esmalte y porción del poste de fibra de vidrio).

Los dientes fueron sumergidos en agua destilada por una semana, a una temperatura ambiente, para posteriormente realizar el termo-ciclado manual en baños de agua destilada bajo temperatura de 5 grados + - 2 grados centígrados, esta temperatura la mantenemos con cubos de hielo y 55 centígrados +-2 grados centígrados, sobre una plancha eléctrica caliente se mantuvo temperatura. El termo ciclado será de 500 ciclos de un minuto cada uno.

Se evitó el transcurso de más 10 segundos entre una temperatura y otra. Las raíces serán secadas, para después cubrir con doble capa de barniz para uñas (esmalte Revlon) en todo su contorno y se dejarán secar por un periodo de 24 horas.

La porción apical es sellada con cera pegajosa (Sticky Wax Palladium) para evitar una filtración que pueda interferir en este estudio.

Todas las muestras se colocaron en un recipiente con solución de fucsina básica al 2.5% para teñirlas por un periodo de 72 horas.

La cual consistió en realizar un corte longitudinal en la totalidad de la raíz. Utilizando disco diamante con vástago, montado en motor de alta velocidad de laboratorio, apoyándonos con irrigación y agua corriente.

Esta será la escala para medir la filtración. En la cual fueron observados y medidos dos datos (Micro-filtración en sus diferentes tejidos dentales y Micro-filtración en sus diferentes tercios).

Todas las pruebas se observaron con Microscopio Ecleris C 100 2014 versión techo Argentina.

Medición en sus diferentes tejidos dentales.

- 0.- No micro-filtración.
- 1.- Micro-filtración la interface poste-conducto radicular.
- 2.- Micro-filtración zona superficial dentina.
- 3.- Micro-filtración zonas profundas de dentina.

Medición en tercios apicales.

- 0.- No penetración.
- 1.- Penetración tercio cervical.
- 2.- Penetración tercio medio.
- 3.- Penetración tercio apical.

Al obtener las áreas de filtración de las muestras se obtuvieron los resultados de acuerdo a la escala establecida.

Análisis Estadísticos.

Estudio in vitro comparativo, observacional experimental y transversal.

El cual, el universo de trabajo es de 54 órganos dentales unirradiculares divididos en dos:

Grupos (A) 27 postes con técnica personalizada, Grupo (B) 27 postes técnica convencional, los cuales se realizaron dos observaciones en la variable dependiente que es micro-filtración de acuerdo a una escala establecida, la cual es de tipo ordinal.

Categorías.

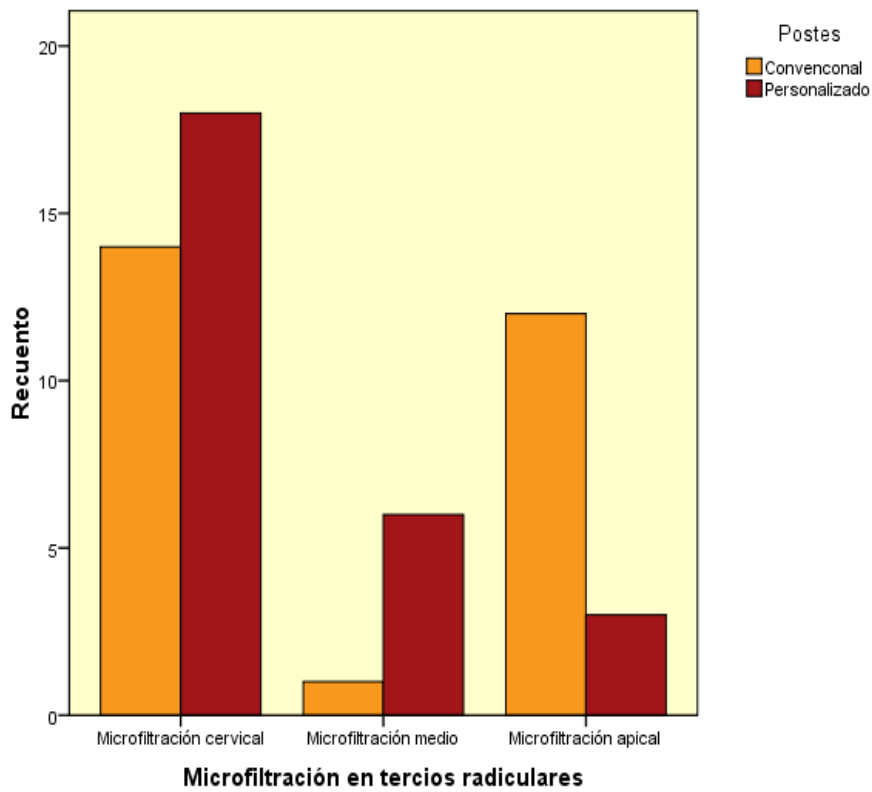
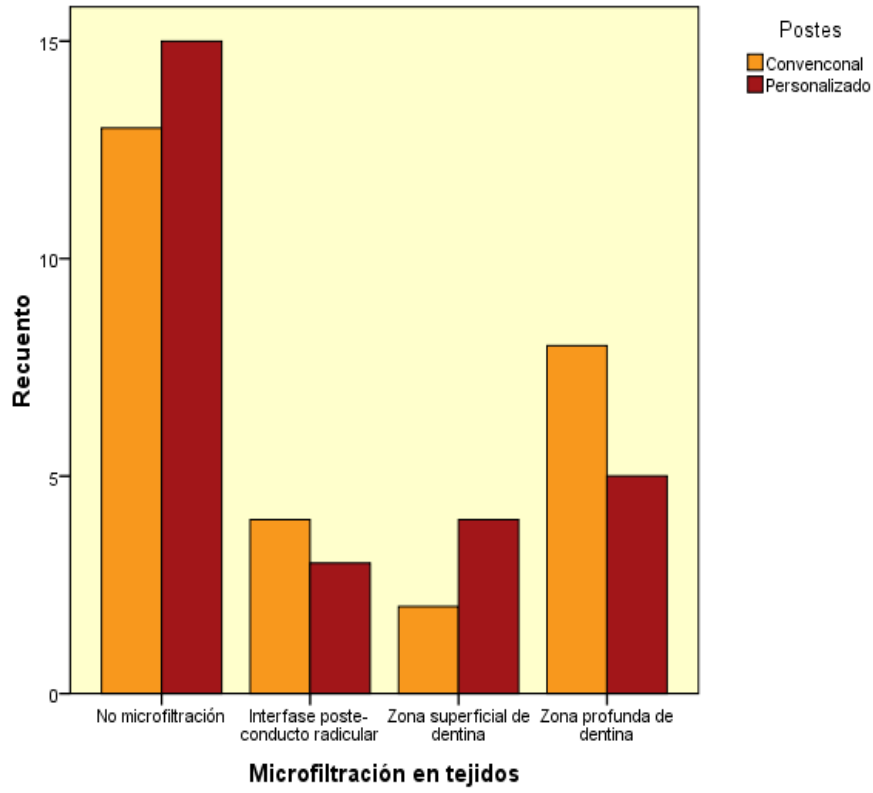
Micro filtración dentina.

- 0.- No micro filtración.
- 1.- Micro filtración la interface poste-conducto radicular.
- 2.- Micro filtración zona superficial dentina.
- 3.- Micro filtración zonas profundas de dentina.

Micro filtración en tercios radiculares.

- 0.- No penetración.
- 1.- Penetración tercio cervical.
- 2.- Penetración tercio medio.
- 3.- Penetración tercio apical.

El análisis estadístico descriptivo comprendió medidas de resumen para los grupos, describiéndose en frecuencias absolutas y frecuencias relativas (%). Los grupos fueron luego comparados usando la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney, para identificar los niveles jerárquicos entre los grupos de estudio, según la variable dependiente (micro-filtración), con un alfa de .05 y a dos colas.



Discusión.

El cambio de paradigma hacia la importancia de la conservación de órganos dentales luego de que estos han sufrido alguna alteración pulpar y por consiguiente la necesidad de realizar tratamiento de conductos y la restauración definitiva, en algunos de los casos es necesario la colocación de un poste intraconducto y así garantizar la estabilidad del aditamento protésico. El avance en las técnicas de restauración postendodóntica, aunado a la evolución en los biomateriales dentales, ejemplo de estos: la innovación en postes de fibra de vidrio y los cementos de resina, y su tránsito hacia los cementos duales como medio cementante en estas restauraciones. Hoy en día constituyen ser una alternativa segura y conservadora cuando se utilizan de forma correcta.

La presente investigación fue un estudio donde se evaluó la micro-filtración existente en el cementado de postes de fibra de vidrio personalizados con resina híbridas y aquellos cementados con técnica convencional.

Resultados

La muestra estuvo conformada por 54 especímenes, 27 fueron tratados con técnica personalizada (Grupo A) y los 27 restantes con técnica convencional (Grupo B).

En el grupo A se observaron 12 piezas (44.4%) con micro-filtración a tercio apical, 1 pieza (3.7%) con micro-filtración a tercio medio y 14 piezas (51.9%) con micro-filtración a tercio cervical.

El grupo B mostró 3 piezas (11.1%) con micro-filtración a tercio apical, 6 piezas (22.2%) con micro-filtración a tercio medio y 18 piezas (66.7%) con micro-filtración a tercio cervical.

En cuanto a la micro-filtración en tejidos se observó en el Grupo A 13 piezas (48.1%) sin micro-filtración, 4 piezas (14.8%) con micro-filtración a interface poste-conducto radicular, 2 piezas (7.4%) con micro-filtración a zona superficial de dentina y 8 piezas (29.6%) con micro-filtración a zona profunda de dentina.

En el Grupo B se identificaron 15 piezas (55.6%) sin micro-filtración, 3 piezas (11.1%) con micro-filtración a interface poste-conducto radicular, 4 piezas (14.8%) con micro-filtración a zona superficial de dentina y 5 piezas (18.5%) con micro-filtración a zona profunda de dentina. Estos resultados se pueden observar en la Tabla X y en el Gráfico 1 y 2.

El análisis estadístico de los hallazgos en este estudio demuestran que no hay diferencia significativa entre los postes de fibra de vidrio personalizados comparados con los postes de fibra de vidrio cementados mediante técnica convencional, esto aplicando las pruebas estadísticas U Mann Whitney con un alfa de 0.5

Conclusión y recomendaciones:

En conclusión, la diferencia en micro-filtración entre los postes de fibra de vidrio cementados con técnica convencional y los postes personalizados mediante la utilización de resina, desde el análisis estadístico, no es significativa.

De los resultados obtenidos a la inspección microscópica de los especímenes y el análisis estadístico realizado, se deriva que desde la perspectiva de evaluación de micro-filtración no se logra encontrar diferencia bajo la utilización de las técnicas, por lo que quizá abre la necesidad de realizar un estudio semejante donde se evalúe resistencia a la tracción y desprendimiento.

Bibliografía.

- 1.- Bertoldi Hepburn A. Ensinas P (2011). Deben los postes de base orgánica reforzados con fibras fijarse en forma adhesiva? Rev. Asoc. Odontol. 2011; Argent; 99(2) Pags. (125-137).
- 2.- Duret PB, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concepto de reconstitution coronoradiculaire: Composipost le. Le Chi de Francia Dent 1990; 60:131-141.
- 3.- Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis) J Endod. 2002; 28:629-33.
- 4.- Kimmel SS. Restoration and reinforcement of endodontically treated with polyethylene ribbon and prefabricated fiberglass post. Gent dent. 2000; 48:700-6.
- 5.- Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. et al, Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent 1999; 27:275-8.
- 6.- Kobayashi Shinya Arturo, Quintana del Solar Martin, Espigos Pasado, presente y futuro, La carta odontológica V5/N15/Jul2000; 21-26.
- 7.- Elias Feldman y Elvio H. Troielli OPERATORIA DENTAL integración clínica 4ta edición editorial medica panamericana capítulo 56 Alternativas post-endodónticas págs. (1207-1220).
- 8.- Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review. Int J Prosthodont 2001; 14:355-363.
- 9.- Bertoldi Hepburn A. Rehabilitación Post-endodóntica: bases racionales y consideraciones estéticas capítulo 6 págs. (109-147) postes de base orgánica

reforzados con fibras propiedades generales y técnicas de inserción. 1a edición – Buenos Aires: editorial médica panamericana 2012.

10.- Bertoldi Hepburn A. Revista Asociación Odontológica Argentina Vol. 93 No.1 Enero Marzo de 2005 págs. (65-73) Postes Radiculares de Base Orgánica Ventajas y Limitaciones.

11.- Macchi RL, Macchi E (2001) postes de base orgánica y resistencia del remanente dentario: modelo experimental. RAOA Vol.89.No 4 Julio agosto (383-386).

12.- Ng CC, al Bayat MI, Dumbrigue HB, Griggs JA, Wakefield CW (2004).Effect of no ferrule on failure of teeth restored with bonded posts and cores. Gen Dent. Mar Apr;52(2):143-6.

13.- Bertoldi Hepburn A. Revista Ateneo Argentino de Odontología Criterios para la selección de postes de base orgánica reforzados con fibras PBORF. Vol. 50 1 Págs. (37-52) 2012.

14.- Barrancos Money J. Barrancos J. Patricio. Operatoria dental: integración clínica 4ta edición Buenos Aires medica panamericana 2006 capítulo 33 principios de la adhesión a estructura dentaria Ricardo I Macchi págs. (715- 726).

15.- Lahoud Salem V. Adhesión de los materiales dentales Vol. 1 No 9 (2002); (43-45) Odontología Sanmarquina.

16.- Guzmán Báez H. J. biomateriales odontológicos de uso clínico Págs. Capitulo IV adhesión (63-84) ecoe segunda edición abril 1999.

17.- Camps Alemany La evolución de la adhesión a dentina Av. Odontoestomatol 2004;20 1 11 17 octubre 2003.

18.- Buonocure M G A Simple Method of Increasing The Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. Journal Dental research December Vol. 34 (6):849-53.

19.- Marcano Luis. Adhesión piedra angular de la odontología actual parte 1 2014/05/05.

20.- Martín Hernández J. Aspectos prácticos de la adhesión dentina. Avances en Odontoestomatología Madrid 2004; 20-1: Págs. (19-32).

21.- Barceló Santana F, H, Palma Calero J, M. Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados capítulo 11 Resinas Compuestas Págs. (103-126) 3ra edición México trillas 2008.

22.- Barceló Santana F, H, Palma Calero J, M. Materiales dentales conocimientos básicos aplicados Efecto de los cambios térmicos en los materiales dentales. Capítulo 7 págs. (69-74) 3ª edición México trillas, 2008.

23.- Bolhuis HP, Pallav P, Feiler AJ. Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and non adhesive luting cements for cast post-and core buildups in maxillary premolars. Int J Prosthodont 2004; 17:571-6. [Pub med].

24.- Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. Br Dent J 1988; 165:95-7. [Pub med].

25.- Bertoldi Hepburn A. Rehabilitación Postendodóntica: bases racionales y consideraciones estéticas capítulo 7 Empleo clínico racional de postes de base orgánica reforzados con fibras Págs. (149-260) 1a edición – Buenos Aires: editorial médica panamericana 2012.

26.- Bertoldi Hepburn A. Rehabilitación Postendodóntica: bases racionales y consideraciones estéticas capítulo, 3 Restauraciones conservadoras de inserción plástica en el sector posterior. Restauraciones directas con composites págs. (21-48) 1a edición – Buenos Aires: editorial médica panamericana 2012.

27.- Bertoldi Hepburn A. Rehabilitación Postendodóntica: bases racionales y consideraciones estéticas capítulo 9 Fijación de estructuras rígidas en odontología restauradora. Págs. (285-334) 1a edición – Buenos Aires: editorial médica panamericana 2012.

28.- Baratieri, Luiz N. Carvalho Chain M, estética restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados capítulo 5 unidades foto-activadoras de luz visible fotopolimerizadores págs. 115-133 livraria santos editora Ltda. Sao Paulo, Brasil Actualidades Medico Odontológicas, C.A. (AMOLCA) 2004 ISBN: 980 6574 28 1.

29.- Barrancos P.J. Operatoria dental: integración clínica 4ta edición Buenos Aires 2006 EDITORIAL MEDICA PANAMERICANA Capitulo 38 Manipulación y comportamiento de los composites págs. 777 814 2006.

30.- Jorquera pulgar Claudio. Revisión Lámparas de polimerización con diodos emisores de luz (LED) el advenimiento de una nueva tecnología. Mayo 2003.