

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO, DE LA RESISTENCIA A
LAS FUERZAS DE TRACCIÓN ENTRE DOS AGENTES
CEMENTANTES EN COFIAS EXTRACORONARIAS
CEMENTADAS SOBRE DIENTES NATURALES.**

DRA. ELIZABETH AYALA ACEVEDO

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de

Especialista en Rehabilitación Oral

Quito

30 de Noviembre del 2004

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO
ESCUELA DE ODONTOLOGIA.
HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO, DE LA
RESISTENCIA A LAS FUERZAS DE TRACCIÓN ENTRE DOS AGENTES
CEMENTANTES EN COFIAS EXTRACORONARIAS CEMENTADAS SOBRE
DIENTES NATURALES.**

DRA. ELIZABETH AYALA ACEVEDO

**Dr. Marcelo Díaz Díaz
Rehabilitador Oral
DIRECTOR DE LA TESIS**

**Dr. Pablo Proaño
Rehabilitador Oral
Miembro del Comité de Tesis**

**Dr. Alejandro Castillo
Rehabilitador Oral
Miembro del Comité de Tesis**

**Dr. Francisco Buenaño
Rehabilitador Oral
Miembro del Comité de Tesis**

**Dr. Fernando Sandoval
Director de la Escuela de
Odontología**

**Dr. Mauricio Tinajero
Director de Postgrado**

**Dr. Enrique Noboa
Decano del Colegio de Ciencias
de la Salud**

**Dr. Víctor Viteri ,Ph .D.
Decano del Colegio de Postgrados**

30 de Noviembre 2004

Derechos de Autor
Elizabeth Ayala Acevedo
2004

DEDICATORIA

Con mucho amor a mi esposo Roberto

Y a mis queridas hijas Lesly, Valeria.

AGRADECIMIENTOS

De manera especial a los doctores Cabezas por su estima, comprensión y apoyo incondicional, al Dr Marcelo Díaz tutor de mi tesis quien con sus conocimientos, espíritu investigativo y calidad humana, supo dirigirme acertadamente para la culminación de éste trabajo. A todos los profesores del postgrado: Dr Pablo Proaño, Dr Alejandro Castillo, Dr Francisco Buenaño, Dr Mario Muñoz, Dr Jorge Naranjo, Dr Enrique Terán, quienes con su abnegada labor fueron un pilar importante en mi carrera.

A mi querida amiga Luisa que sin reparos e incondicionalmente me apoyó durante todo éste tiempo, gracias de corazón.

RESUMEN

El objetivo de este estudio es Comparar la resistencia a las fuerzas de tracción de dos agentes cementantes; ionómero de vidrio y fosfato de zinc en cofias extracoronarias cementadas sobre dientes naturales. Se seleccionaron 28 dientes, primeros premolares superiores, siendo distribuidos al azar en 4 grupos, y tallados para coronas completas. Al grupo I y III se les realizó una preparación previa con piedra pómez al igual que las caras internas de las cofias metálicas con óxido de aluminio.

El grupo II y IV no fueron sometidos a ninguna preparación. La cementación se realizó con ionómero de vidrio (Fuji I) en los grupos I y II y con cemento de fosfato de zinc en los grupos III y IV, Se realizaron las pruebas de resistencia a la tracción, utilizando una máquina de tracción horizontal. Se demostró que los dientes preparados con piedra pómez y cuyas cofias fueron preparadas con óxido de aluminio y cementadas con fosfato de zinc presentaron mayor resistencia a las fuerzas de tracción que los otros grupos en estudio.

No necesariamente la preparación en dientes con piedra pómez y cofias preparadas con óxido de aluminio proporcionan mayor resistencia a la tracción ya que el segundo grupo que evidenció mayor resistencia fue el grupo IV de dientes y cofias no preparadas.

PALABRAS CLAVE: agente cementante, corona completa, tracción, materiales Dentales.

ABSTRACT

The objective to compare the resistance to the traction forces of two cementing agents glass ionómer and zinc phosphate in cemented extracoronary nose caps on natural teeth, 28 teeth were selected first superior premolars. The teeth were at random distributed in 4 groups, are were carved for complete crowns. To groups I and III a previous preparation with pumice stone was made the same as the internal faces of the metallic nose caps with aluminum oxide. Groups II and IV were put under any preparation. The cementation was made with glass ionemer conventional (Fuji I) in groups I and II ,and with zinc phosphate cement in groups III and IV, The test of tensile strength were made using a machine of horizontal traction.

One demonstrated that the teeth prepared with pumice stone and whose nose caps were prepared with aluminum oxide and with zinc phosphate cement, they offered greater resistance to the tractive forces that the other groups in study.

Not necessarily the preparation in teeth and nose caps provides greater resistance since the second group that demonstrated greater resistance it was group IV of teeth and nose caps non prepared .

KEY WORDS: Luting cement, full crown, traction, dental materials.

INDICE

INTRODUCCIÓN	2
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	3
CEMENTOS DE IONOMERO DE VIDRIO	4
COMPOSICIÓN	5
PROPIEDADES	8
CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC	14
COMPOSICIÓN	15
PROPIEDADES	17
HIPÓTESIS	24
OBJETIVO GENERAL	24
OBJETIVOS ESPECIFICOS	24
JUSTIFICACIÓN	25
METODOLOGÍA	26
RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICOS	33
DISCUSIÓN	39
CONCLUSIONES	42
RECOMENDACIONES	44
BIBILOGRAFIA	45
ANEXOS	49

ANEXOS

- ANEXO 1. Cuadro comparativo de la altura de cúspides y resistencia a la fuerza de tracción en dientes preparados y cofias cementadas con ionómero de vidrio49**
- ANEXO 2. Cuadro comparativo del ancho de las preparaciones dentarias y la resistencia a la fuerza de tracción en dientes preparados y cofias cementadas con ionomero de vidrio... 50**
- ANEXO 3. Cuadro comparativo de la altura de cúspides y resistencia a la fuerza de tracción en dientes no preparados y cofias cementadas con ionómero de vidrio51**
- ANEXO 4. Cuadro comparativo del ancho de las preparaciones dentarias y la resistencia a la fuerza de tracción en dientes no preparados y cofias cementadas con ionómero de vidrio..... 52**
- ANEXO 5. Cuadro comparativo de la altura de cúspides y resistencia a la fuerza de tracción en dientes preparados y cofias cementadas con fosfato de zinc..... 53**
- ANEXO 6. Cuadro comparativo del ancho de las preparaciones dentarias y la resistencia a la fuerza de tracción en dientes preparados y cofias cementadas con fosfato de zinc..... 54**
- ANEXO 7. Cuadro comparativo de la altura de cúspides y resistencia a la fuerza de Tracción en dientes no preparados y cementados con fosfato de zinc.....55**
- ANEXO 8. Cuadro comparativo del ancho de las preparaciones y resistencia a la fuerza de tracción en dientes no preparados y cementados con fosfato de zinc 56**
- ANEXO 9. Foto de máquina de tracción horizontal..... 57**
- ANEXO 10. Foto de las muestras de las cofias metálicas utilizadas para el ensayo 57**
- ANEXO 11. Foto del ensayo de resistencia a la tracción 58**
- ANEXO 12. Foto del desprendimiento de cofia metálica..... 58**
- ANEXO 13. Informe técnico ESPE..... 59**

INTRODUCCIÓN

A lo largo de los años se ha utilizado una gran variedad de cementos en odontología. En general los cementos se emplean para la unión de restauraciones o aparatos con el sustrato dentario en una posición fija dentro de boca. Estos cementos suelen ser materiales duros y quebradizos que se forman por la mezcla de un polvo con un líquido (5, 14).

Existe una gran cantidad de investigaciones acerca de los diferentes agentes cementantes estudios tales como: adaptación al margen gingival, microfiltraciones luego de cementaciones, comparación de diferentes materiales en cuanto a la adhesión al sustrato dentario, dan la pauta para seguir conociendo de nuevos productos que una vez estudiados en forma

amplia y profunda se puedan aplicar a los pacientes sin que esto implique daños posteriores (3).

En la actualidad se dispone de varios materiales con propósitos de cementación, los últimos avances conseguidos en las características, propiedades y manejo de los cementos así como conceptos de biocompatibilidad dentino- pulpar influye enormemente en delimitar y restringir su uso, elección e indicaciones de estos materiales (3).

La propiedad que más interesa en los cementos es la solubilidad y resistencia a la desintegración en la cavidad oral, siendo de preocupación para el clínico ya que cuando un cemento se disuelve o deteriora bajo una preparación la filtración puede conducir a sensibilidad y caries (16).

Al pasar de los años se ha venido utilizando una gran variedad de cementos unos con diferentes propiedades básicas que otros, entre los principales usos de los cementos son la unión a restauraciones metálicas, metal cerámicas, metal acrílicas al sustrato dentario, Una de las deficiencias de los cementos dentales que tiene importancia clínica es la solubilidad ante los fluidos orales produciendo sensibilidad, caries y pérdida de la restauración colada. El proceso de microfiltración puede estar relacionado con la falta de adhesión de los agentes cementantes a la estructura dental con la contracción del cemento durante el endurecimiento, la disolución y fallas mecánicas del mismo. Los diferentes agentes cementantes varían considerablemente en solubilidad, resistencia física y capacidad para unirse a la estructura dentaria.

Estudios previos han encontrado diferencias significativas en diferentes cementos en la prevención de la microfiltración entre el agente cementante y la estructura dentaria (25,26).

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Los cementos dentales están formulados como polvos y líquidos, los polvos son anfotéricos o básicos es decir ACEPTADORES DE PROTONES y los líquidos son ácidos o DADORES DE PROTONES. Al mezclar los dos se forma una masa viscosa, que progresivamente se endurece hasta formar una masa sólida, los cementos pueden clasificarse por la naturaleza de su polvo , óxido de Zinc que puede reaccionar con una variedad de líquidos, vidrios permeables a los iones, particularmente el flúor que contiene cristales de silicatos de aluminio. La reacción formada por un cemento es la interacción entre un ácido y una base el producto de ésta es una sal-gel. Los productos usados para cementar prótesis fija pueden fallar microscópicamente por formación de microfracturas y filtración bacteriana, o bien por fallos macroscópicos (1,13).

Lizc y White en 1999 estudiaron las propiedades mecánicas (módulo de elasticidad, propiedades compresivas, y resistencia a la flexión) de ocho cementos representativos del mercado: fosfato de zinc, policarboxilato, vidrio ionómero, resina reforzada con vidrio ionómero y resina tipo composite. Los autores concluyen que los distintos tipos de cementos difieren considerablemente en lo que se refiere a sus propiedades mecánicas y que el tiempo de almacenaje influye sobre su módulo de elasticidad. Existen cementos que pueden ser más adecuados que otros en determinadas indicaciones. Así, el cemento de vidrio ionómero muestra la resistencia más alta a la formación de grietas marginales y descementado. El fosfato de zinc es tan duro como el de vidrio ionómero, pero es más débil que el mismo ionómero. El cemento de policarboxilato es en gran parte comparable con el cemento de fosfato de zinc. El cemento de resina tipo composite es más adecuado para restauraciones fijadas adhesivamente. Los cementos de resina reforzados con vidrio ionómero tienen un comportamiento intermedio entre los cementos de resina tipo composite y de vidrio ionómero, pero su dureza es menor que la de todos los otros cementos (1).

CEMENTOS DE IONOMERO DE VIDRIO

En 1969 WILSON Y KENT, inventaron y desarrollaron los ionómeros aunque estos autores comunicaron su hallazgo en 1971, fue Kent quien les denominó ionómeros de vidrio debido a su naturaleza química, posteriormente fue comercializado en Europa en 1975 primero y en los Estados Unidos en 1977

después con el nombre de ASPA (Ácido Aluminio Silicato Poliacrilato) Crisp y Wilson en 1976 logran mejorar su translucidez lo que hizo que sean mas utilizados, mas adelante en 1985 McLean y Glasser desarrollaron los cementos reforzados con partículas metálicas (9).

Los rellenos que se utilizan en los ionómeros de vidrio actuales son descendientes de los primitivos cementos de silicato, que fueron a su vez uno de los primeros cementos usados en odontología como materiales de restauración con la ventaja de eliminar flúor y además poseer un coeficiente de expansión similar a la estructura dental, debiéndose estas propiedades al polvo de vidrio componente que se usa en los ionómeros de vidrio actuales. Se les conoce con el nombre de ASPA (ácido aluminio silicato poliacrilico) (2).

Zidan, clínicamente demostró que los cementos de ionómero de vidrio eran principalmente usados por eliminar flúor (21).

Williams en 2001 realizó un estudio a largo plazo de la liberación de flúor entre un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina y dos cementos de ionómero convencional, los especímenes fueron inmersos en agua como en saliva artificial siendo medidos de 2- 7 años usando una técnica de electrodo de Ion selectivo, como resultado se encontró que el cemento de ionómero modificado con resina liberó cantidades similares de flúor tanto en agua como en saliva artificial, mientras que el ionómero convencional liberó mayores cantidades de flúor en la saliva artificial, y mínima cantidad en el agua. Los dos cementos convencionales al transcurrir 2- 7 años cambiaron de color, mientras

que el color del cemento de ionómero modificado con resina permaneció estable (31).

Se denominan ionómeros de vidrio precisamente por el hecho de que pueden formar enlaces iónicos con el vidrio, los ionómeros de vidrio constan de un sistema de mezcla de un componente líquido y otro en polvo, están formados por partículas de vidrio-alúmino silicatado que se comportarán como dadores de iones tras ser atacados por un ácido de aquí su nombre (9).

COMPOSICIÓN

Los ionómeros de vidrio están formados por un líquido que es una solución acuosa del 45 al 50% de ácido poliacrílico con ciertos aditivos de naturaleza química como el ácido itacónico para potenciar determinadas propiedades como la de aumentar la estabilidad en solución acuosa, evitar que se espese y gelidifique durante el almacenamiento, el ácido tartárico retrasa la aparición de la viscosidad, el ácido maléico y tánico aumenta la adhesión a la dentina. Y los aditivos de naturaleza física que son empleados para dar radiopacidad (2, 9).

El polvo del ionómero de vidrio es un vidrio fluoraluminosilicato se prepara fundiendo a 1000-1300 grados centígrados una mezcla de cuarzo, aluminio, fluoruros y fosfatos metálicos hasta que se funden en una sola masa que se enfría bruscamente y se obtiene un vidrio de ópalo color blanco lechoso que luego se tritura hasta obtener un polvo muy fino que contiene el 20% de flúor por peso el tamaño medio de la partícula del vidrio es de 40 micrómetros para

ionómeros de restauración y de 25 micrómetros para los ionómeros de cementación (13).

El flúor es un componente esencial de los cementos de ionómero de vidrio incrementa la resistencia del cemento ya fraguado y en pequeñas cantidades mejora la translucidez del ionómero, refuerza al diente por liberación de flúor durante largos períodos de tiempo (9).

Al mezclar el polvo y el líquido son captados de la superficie de las partículas del polvo los iones de calcio y aluminio uniéndose en unión cruzada iónica con las cadenas de poliacrilato esto causa que el cemento gelifique fragüe y se endurezca (2).

En solución acuosa el poliácido se disocia liberando hidrogenios que atacarán a las partículas de vidrio desplazando a los cationes metálicos que contienen dichas partículas. El calcio y aluminio son liberados al medio acuoso y reaccionan con los polianiones que ha dejado libres el poliácido. Se forman cadenas de poliacrilato cálcico y de aluminio que van aumentando en complejidad hasta formar una matriz insoluble como red tridimensional entre la que quedarán las porciones de vidrio que no hayan reaccionado a modo de relleno de la matriz.

El endurecimiento o fase precoz proporciona la adherencia química inicial a la estructura del diente a través de grupos reactivos carboxílicos, el fraguado inicial es el resultado de la formación de cadenas entrecruzadas de poliacrilato de calcio con eslabones iónicos débiles que producen una conducta

viscoelástica del material de fraguado se forma una masa gel que alcanza una densidad suficiente esta fase se realiza en los tres primeros minutos de la reacción (9).

La segunda fase garantiza la adhesión física química más firme a la estructura dental se inicia cuando se han agotado los iones de calcio libres por los que el poliácido tiene más avidez. Comienza la reacción con los iones de aluminio para formar poliacrilato de aluminio, por lo tanto el endurecimiento global se produce por la formación de una matriz insoluble de sales metálicas de poliacrilato, formación que continúa hasta que todos los iones estén en forma insoluble, la estructura final es un compuesto de partículas de vidrio cubiertas por un hidrogel de sílice unidas a una matriz consistente en un fluorhidrato cálcico y aluminio poliacrilato (9).

Para el cementado de prótesis los ionómeros tienen sistema de polvo y líquido que forman un grosor de película mucho más fina, y con la diferencia de que en estos cementos el ácido poliacrílico ha sido cristalizado mediante congelación y está incorporado al polvo en una proporción ya establecida, el profesional añadirá agua al polvo para regenerar el poliácido por lo general a estos ionómeros que contienen el poliácido en forma de cristales en el polvo del producto se denominan anhidros, siendo menos viscosos mas resistentes a la contaminación con agua, pero son mas sensibles a la deshidratación y desecación en forma correcta (2).

El polvo se añade al líquido en 30 segundos hasta conseguir una consistencia de crema batida, el tiempo de trabajo después de la mezcla es de 2 minutos, se aplicará sobre un diente limpio y seco pero no desecado, son sensibles al contacto con el agua por lo que se deberá tener mucho cuidado al utilizarlo, una vez que el cemento a alcanzado su fraguado inicial en 7 minutos se recubrirá los márgenes (5).

PROPIEDADES

Según especificación # 96 ANSI/ ADA aprobada en 1984. El cemento de ionómero de vidrio tiene un espesor máximo de película 25 micrómetros que es parecido o menor al de los cementos de fosfato de zinc. Tiempo neto de fraguado: 2.5-8.00 minutos. Resistencia a la compresión 70 MPa hasta 230 MPa es mayor que de los cementos de fosfato de zinc, los cementos de ionómero de vidrio se fracturan y muestran fragilidad a las pruebas de compresión diametral, su elasticidad es menor que del fosfato de zinc, además poseen mayor rigidez debido a las partículas de vidrio que contienen y a la naturaleza iónica de la unión entre cadenas de polímero, la resistencia a la compresión aumenta entre las 24 horas y un año aumentando cuando es aislado de la humedad durante las fases iniciales (5).

Los cementos de ionómero de vidrio se adhieren bien al esmalte, dentina, acero inoxidable, platino y aleaciones de oro, estos cementos pueden provocar hipersensibilidad prolongada que puede ser leve o intensa, pero se

caracterizan por ser bactericidas y bacteriostáticos por la eliminación de flúor que presentan.

Erosión ácida máxima 0.05 mm/hora. Contenido de plomo soluble en ácido 100 mg/kg (5).

DIDIER menciona que estos cementos presentan características importantes tales como cariostático y bactericida tiene un potencial de acción química a los tejidos duros (11).

Con excepción de su módulo de elasticidad por ser más vulnerable, a la compresión son superiores a los cementos de fosfato de zinc con respecto a su resistencia a la desintegración en la cavidad bucal, presentan alta resistencia compresiva, adhesión a la dentina y actividad anticariogénica, el pequeño grosor de su película permite el asentamiento completo en el momento de la cementación tiene una elevada acidez inicial que se asocia con mayor sensibilidad postoperatoria (12).

Desarrollan propiedades de fragilidad de manera que el trabajo de retirar el excedente se lleva a cabo con relativa facilidad y tiene un grado de translucidez, por lo general, estos cementos son biocompatibles. Se llevará a cavo la cementación antes de que el cemento pierda su aspecto brillante volviéndose frágil una vez que fragua, es susceptible al ataque de agua durante el fraguado (10).

La DESVENTAJA básica de estos cementos es la lentitud con la que desarrollan sus propiedades máximas. La baja rigidez del cemento en partículas al principio es una desventaja para cementación (8).

La sensibilidad postoperatoria puede deberse a que en algunas marcas de ionómero el líquido sea ácido tartárico que se usa como endurecedor y acelerador (2).

Cuando se trabaja sobre dentina con instrumentos rotatorios se forma una textura especial en la superficie que se denomina barrillo dentinario (smear layer) éste barrillo conduce al cierre de los túbulos dentinales, se demuestra que con diferentes tipos de ácidos el barrillo dentinario puede ser eliminado sin ningún daño secundario. Los sistemas de unión de los ionómeros de vidrio muestran mayor capacidad de unión a la dentina si se ha eliminado el barrillo dentinario con un lavado de ácido poliacrílico (2).

La ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTARIA del ionómero de vidrio está en relación directa con la técnica de colocación. La superficie dentaria debe ser tratada previamente para mejorar la adhesión. Se demuestra que el mejor tratamiento de superficie es la limpieza de ésta con ácido poliacrílico o tánico durante 30 a 60 segundos seguido de un lavado con agua a presión y secado con aire, éstos ácidos leves eliminarán los residuos y quedará así una superficie limpia, con la que el ionómero de vidrio podrá formar mejor los enlaces hidrógeno (2, 5).

Los ionómeros de vidrio tienen una verdadera capacidad adhesiva al tejido dentario, al acero inoxidable y a los metales nobles que previamente reciban

una capa de estaño, el líquido tiene la capacidad de formar enlaces hidrógeno con el colágeno y los componentes inorgánicos de la estructura dental particularmente el calcio es así que el ionómero recién preparado tiene un gran número de radicales libres COOH altamente reactivos humectantes y con tendencia a formar un puente de hidrógeno gracias al H ácido del poliácido, perdiéndose al avanzar el tiempo se colocará entonces la mezcla inmediatamente sobre el sustrato correspondiente, inmediatamente se produce un desplazamiento de hidrógeno que es remplazado por una unión de tipo iónico por la presencia de iones de calcio y aluminio, se forma una reacción electrostática adhesiva conformada por un grupo de cationes metálicos Ca y Al atrapados por grupos carboxilos con carga negativa por un lado y capas de oxígeno negativo por otro, se consideran así los grupos metálicos cationes, proveniente fundamentalmente del tejido dentario. El grupo NH₂ amino de la dentina, iones Al y Ca del cemento y finalmente grupos carboxilo COO provenientes del ácido poliacrílico (34).

El mecanismo de unión parece consistir en una interacción iónica con los iones de calcio o de fosfato de la superficie del esmalte y de la dentina, la unión será más eficaz si la superficie está más limpia. Se sugiere también limpiar la superficie de diente con pasta de polvo de piedra pómez, utilizando un cepillo de cerda, luego lavamos con un chorro de agua.

La fuerza de unión resultante entre dentina y ionómero de vidrio tras estos acondicionamientos de superficie será mas del doble pasará desde 30 Kg por cm cuadrado a 70 kg/cm. El cemento de ionómero de vidrio aunque no es el

más utilizado nos garantiza el éxito de una buena cementación para resistir fuerzas de tracción (2, 5).

Glen H. en el 2004 realizó un estudio in vitro para evaluar el efecto de un sellador a base de resina en la retención de coronas con tres diferentes tipos de cemento, los cuales fueron fosfato de zinc, ionómero de vidrio y un cemento resinoso, llegando a la conclusión de que el sellador dentinario decrece la capacidad de retención a un 42% cuando se usa el cemento de fosfato de zinc, atribuyéndose probablemente a la reducción de las rugosidades al realizar la preparación de la dentina, lo que no sucedió con el cemento de ionómero de vidrio que aumentó su capacidad de retención en un 55% al usar el sellador a base de resina (22).

Suden E. en el 2002 realizó un estudio para evaluar las propiedades retentivas de cinco agentes cementantes en cofias de oro, plata paladio y de cromo níquel, para lo cual utilizó 80 dientes, concluyendo que el cemento de ionómero de vidrio demostró mayor resistencia a las fuerzas de tracción en comparación a los otros cementos de estudio en los dos tipos de metal (20).

López G. realizó un estudio in vitro de agentes cementantes utilizó 4 agentes cementantes y determinó que el cemento de resina (Enforce) presentó un menor grado de filtración marginal, ya que los valores se concentran en los grados 0 y 1, que oscila entre 0 y 200mm.

Con respecto al cemento de fosfato de zinc (Lee Smith), la microfiltración se encontró con mayor frecuencia en los grados 5 y 6 que corresponden a un

rango entre 801 a 1200 mm. A su vez, el cemento de ionómero de vidrio convencional (Fuji I GC) se encuentra con mayor frecuencia en grado 5 que corresponde a un rango de 801- 1200mm , el cemento de ionómero de vidrio híbrido modificado con resina (Vitremer) se ubicó en los grados 3 y 4 que corresponde a un rango de 401 –800mm vió la penetración del nitrato de plata en el cemento de fosfato de zinc (Lee Smith), donde las muestra que fueron sometidas a termociclaje presentan un mayor promedio de microfiltración cuyo valor fue de 1115 mm con respecto a las muestras que no fueron sometidas a termociclaje con un promedio de microfiltración de 915 mm. El cemento de ionómero de vidrio convencional (Fuji I GC) presentó un promedio de microfiltración de las muestras sometidas a termociclaje de 1060 mm y 1005 mm las muestras que no fueron sometidas a termociclaje. El cemento de ionómero de vidrio híbrido modificado con resina (Vitremer), presentó un promedio de 912.5 mm con termociclaje y 732.5mm sin termociclaje.

El cemento de resina (Enforce) presentó 350 mm de microfiltración con termociclaje y 37.5 mm sin termociclaje.

El análisis de ANOVA entre los cementos estudiados con termociclado mostró para una $p = 0.05$ y un valor calculado de 8.1, que el valor tabulado fue de 3.23

El cemento de fosfato de zinc presentó mayor grado de microfiltración, que los demás cementos en las muestras sometidas a termociclaje seguido por ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio híbrido modificado con resina y cemento de resina. En las muestras que no fueron sometidas a termociclaje el ionómero de vidrio convencional presentó mayor microfiltración

seguido por el cemento de fosfato de zinc, ionómero de vidrio híbrido modificado con resina y cemento de resina (32).

Yoshida. A en el año 1998 realizó un estudio comparativo entre agentes cementantes resinosos y cementos convencionales, se obtuvo dos tipos de medidas , una en agua destilada y otra en solución de ácido láctico, el cemento de fosfato de zinc, el cemento de ionómero de vidrio, policarboxilato fueron mas solubles en solución de ácido láctico que en agua destilada pero entre estos los cementos resinosos marcaron baja solubilidad que los cementos convencionales cuando se coloca en solución fresca de ácido láctico cada 24 horas en un período de 30 días (33).

CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC

El cemento de fosfato de zinc ha sido el material popularmente utilizado por más de 90 años, introducido en 1887 a pesar de su alta solubilidad y falta de adhesión química a los tejidos duros del diente, sus excelentes resultados clínicos se le atribuyó a su alta resistencia a las fuerzas de fatiga, esto se ha reportado en las prótesis fijas cementadas con este cemento (6,20, 23).

Con el paso de los años las mejoras introducidas en las fórmulas y la composición de los cementos de fosfato de zinc y la normalización que se produjo al aprobarse la especificación # 8 de la ADA en 1935 nos permite el disponer de hoy en día de un material muy valioso en odontología (6).

Su retención es de tipo micromecánica produciéndose una traba mecánica al cristalizar en las irregularidades de la preparación dentaria y de la restauración colada. Una de las ventajas de estos cementos, la constituye el de poseer un espesor de capa delgado (15-20 micrones). El Odontólogo debe recordar y estar seguro de la correcta adaptación de la restauración colada, que por sí sola logre una adecuada retención y un relativo buen ajuste en sus bordes. Una restauración floja, desajustada, debe ser repetida y no cometer el error de querer solventar esa diferencia con material cementante. Es necesario puntualizar que los cementos de fosfato de zinc, por su naturaleza opaca, no pueden ni deben ser utilizados en combinación con restauraciones estéticas translúcidas (coronas cerámicas, carillas cerámicas o poliméricas, incrustaciones cerámicas o poliméricas (27).

COMPOSICIÓN

Polvo.- El componente principal es el óxido de zinc, en algunos productos se añade además óxido de magnesio que se añade al polvo para reducir la temperatura del proceso de calcinación, el dióxido de silicio, es un relleno inactivo en el polvo que facilita el proceso de calcinación durante la fabricación ,el trióxido de bismuto se cree que a más de dar homogeneidad al cemento recién mezclado puede prolongar el tiempo de fraguado y otros componentes menores para modificar las características de manipulación y las propiedades finales del cemento mezclado, todos estos se calientan a temperaturas que oscilan de 1000-1300 grados de 4-8 horas ó más dependiendo de la temperatura que se utilice, la calcinación produce una masa fundida o sinterizada que se tritura y pulveriza hasta obtener un polvo fino que es

tamizado para obtener un tamaño de partículas seleccionadas. El tamaño, grado de calcinación y la composición de las partículas son factores que determinan la reactividad que el polvo tendrá con el líquido (5).

Líquido.- Es una solución acuosa que se fabrica añadiendo aluminio y a veces zinc o sus compuestos a una solución de ácido ortofosfórico, aunque la solución original contiene casi un 85% de ácido fosfórico y es un líquido almibarado, el líquido que se prepara para el cemento suele contener alrededor de un 40% de agua, con amortiguadores de pH, óxidos de magnesio, zinc, hidróxido de aluminio. La neutralización parcial del ácido fosfórico por parte del aluminio y del zinc limita la reactividad del líquido. Ésta menor velocidad de reacción contribuye a que se pueda lograr una mezcla uniforme sin gránulos y manejable durante la mezcla. Una cantidad adicional de agua acorta el tiempo de fraguado mientras que una cantidad insuficiente de agua lo prolonga, el líquido del cemento debe mantenerse en una botella tapada ya que la pérdida de agua hace descender su pH y lentifica el fraguado (13,14).

La forma en que se permite que reaccionen el polvo y el líquido determina las características de manipulación y las propiedades de la masa del cemento, para lograr la mezcla adecuada de éste se colocará una cantidad adecuada de polvo al líquido lentamente sobre una loseta a 21 grados aproximadamente, la incorporación de pequeñas cantidades de polvo al líquido libera una cantidad mínima de calor que se disipa fácilmente usando una espátula de acero

inoxidable para extender bien la mezcla sobre la loseta de vidrio, controlando de ésta manera la temperatura de la masa y su tiempo de fraguado.(5,13)

PROPIEDADES

Los cementos de fosfato de zinc manifiestan ciertas propiedades durante su reacción de fraguado y en estado sólido que determinan los resultados de su uso. El pH del cemento recién mezclado es de 1,6-3,6, se eleva durante el fraguado y alcanza la neutralidad en uno o dos días. Una mezcla más fluida tiene un pH más bajo y precisa más tiempo para alcanzar la neutralidad. El tiempo de fraguado también depende de variables en la manipulación, pueden acelerar el fraguado: la relación polvo líquido alta, la adición rápida de polvo al líquido, la presencia de humedad y la temperatura más alta (9).

EL ESPESOR DE LA PELÍCULA para el cemento de fosfato de zinc es de 25 micrómetros, puede variar en función de la magnitud de fuerza y de la forma en que ésta es aplicada sobre la restauración colada durante la cementación, así como también de la manipulación polvo líquido. Se cementará inmediatamente después de terminar la mezcla para aprovechar la baja viscosidad del cemento, los retrasos en la cementación pueden traducirse en un mayor espesor de película y un asentamiento insuficiente de la restauración colada (14).

La resistencia depende de la composición inicial del polvo y líquido de la forma de realizar la mezcla y de la manipulación del cemento durante su colocación, tendrá una resistencia mínima a la compresión de 70 Mpa a las 24 horas por consiguiente cualquier cemento certificado adecuadamente manipulado tendrá la resistencia necesaria para la aplicación a la que se le destine (9).

Mac Lean en 1983 concluyó en su práctica clínica que las coronas metálicas cementadas con fosfato de zinc por 7 años de permanecer en boca, sólo el 2.1% fracasaron (19).

Söderholm en el 2003 realizó un estudio in vitro para evaluar el uso del cemento de fosfato de zinc, como un agente cementantes de coronas cerámicas (Procera) el estudio lo realizó con 87 coronas las cuales fueron cementadas con fosfato de zinc y 8 coronas se cementaron con ionómero de vidrio, después de 5 y 10 años de evaluar las coronas en boca concluyó que el índice de permanencia en boca era del 97.7% para las coronas cementadas con cemento de fosfato de zinc y el 93.5% de coronas cementadas con ionómero de vidrio. Y además que a los 10 años, el rango de fractura de las coronas era del 5% y de esto el 1.5% se debió a una pobre adaptación marginal que ocasionó caries (19).

El contacto prematuro del cemento incompletamente fraguado en el medio bucal produce la disolución del material, tras un contacto prolongado con la humedad aún cuando el cemento esté bien endurecido se observa alguna erosión y disolución del material soluble del cemento, la especificación de la

ADA permite 0,1mm/hora, aunque ésta pérdida se debe a una combinación de diversos factores con la solubilidad y desintegración del cemento demuestra que éste debe usarse sólo como un material de obturación provisional, ya que el desgaste, abrasión y ataque por parte de los productos de descomposición de los alimentos aceleran la desintegración de los cementos de fosfato de zinc dentro de la cavidad oral, se puede incrementar la resistencia a la desintegración aumentando la proporción polvo líquido por consiguiente las mezclas más espesas de cemento son menos propensas a la solubilidad que las mezclas más fluidas. La interacción del fosfato de zinc con soluciones acuosas se ha estudiado en el orden de eludir la relación que tiene entre el cambio de pH y la liberación de iones (18).

Los cementos de fosfato de zinc se contraen al fraguar, el cambio dimensional normal que se produce cuando un cemento es bien mezclado entra en contacto con el agua después de haber fraguado consiste en una ligera expansión inicial debido aparentemente a la absorción de agua. Después de la expansión se observa una ligera contracción del orden de 0,04-0,06% al cabo de 7 días (5).

Durante la preparación del un cemento de fosfato de zinc la unión de polvo con el líquido de ácido fosfórico provoca un cambio en el pH , en las etapas iniciales de la manipulación el pH aumenta relativamente rápido, una mezcla estándar llega a un pH de 4,2 a los 3 minutos de comenzar la mezcla, tras una hora este valor aumenta a 6 y alcanza la neutralidad a las 24 horas (5).

Nuray. A. en el año 2003 realizó un estudio in vitro sobre las propiedades mecánicas y físicas que tenían algunos agentes de cementación entre ellos cemento de fosfato de zinc, cemento de ionómero de vidrio convencional, su estudio se basó en realizar pruebas para comparar el modulo de elasticidad, radiopacidad y pH de los cementos citados el mismo que fue medido usando un electrodo inmediatamente después de la mezcla 1, 5, 15, 30 , 1,2, 4 ,6 y 24 horas el cemento de fosfato de zinc demostró ser el mas radiopaco, y un elevado modulo de elasticidad 9.2 GPa, el cemento de ionómero de vidrio junto con el cemento de fosfato de zinc fueron los más ácidos inmediatamente después de realizada la mezcla pH 1.5 a 2.2 pero su acidez fue menor después de las 24 horas con un pH de 6.4- 6.8 (23).

Fraga, en el año 2000 luego de realizar un estudio in vitro comparando propiedades físicas como la capacidad de fluidez, la degradación hidrolítica y la radiopacidad de tres cementos resinosos con las del cemento de fosfato de zinc, concluyó que no hay diferencias significativas de estos cementos con relación a su fluidez, el cemento de fosfato de zinc demostró una degradación hidrolítica superior a los otros cementos del estudio 0.016 ± 0.002 esta prueba consistió en colocar especímenes en agua destilada a 37 grados centígrados, el agua destilada fue remplazada cada 24 horas después de una semana el agua fue removida y los especímenes mantenidos a 37 grados por 24 horas, una vez listos fueron sometidos al test de Tukey's y ANOVA con un nivel significativo establecido de 5%, cada cemento presentó diferentes opacidades, siendo el fosfato de zinc el de mayor radiopacidad prueba que consistió en tomar imágenes radiográficas de cada espécimen con tiempo de exposición 0-1

s , con un revelado de 1 minuto fijado de 5 minutos, las películas fueron posicionadas en un negatoscopio para comparar la radiopacidad de los agentes cementantes se usó el test de Whitney ($P < 0.05$)(28).

Las superficies de las partículas del óxido de zinc reaccionan con el ácido fosfórico para dar un fosfato insoluble, si esta presente el óxido de magnesio reaccionará de igual manera. El material fraguado final es heterogéneo y consiste en general en un núcleo de partículas de óxido de zinc no reaccionados en una matriz de fosfato de zinc (13).

Se dispondrá de tiempo necesario después de la mezcla para asentar y adaptar definitivamente los márgenes de una preparación extracoronaria el tiempo de trabajo adecuado se expresa en términos de un fraguado neto que va de 2.5-8 minutos a una temperatura corporal de 37 grados, los primeros 60-90 segundos se consume en mezclar el polvo con el líquido por lo que el tiempo de fraguado neto es el que transcurre entre la conclusión de la mezcla y el momento del fraguado. El cemento de fosfato de zinc una vez preparado y colocado en coronas para su cementación sufre una ligera contracción (24).

El cemento de fosfato de zinc una vez endurecido ejerce una acción retentiva de engranaje mecánico entre las irregularidades de la superficie del diente y de la restauración, la adaptación de la preparación colada al diente depende del espesor de la película. No presenta adhesión química a ningún sustrato y provee de un sellado por retención mecánica. La fuerza compresiva es de 80-110 Mpa, la fuerza a la tensión es de 5-7 Mpa, su módulo de elasticidad es alto

(13 Gpa), el cemento mezclado adecuadamente puede resistir el stress masticatorio en regiones de extensión importante (17).

Zidan en el 2003 realizó un estudio en 120 molares, para evaluar la retención de coronas completas cementadas con cuatro diferentes agentes cementantes; que fueros: dos cementos convencionales, (fosfato de zinc y ionomero de vidrio) y dos cementos resinosos (C&B Metabond y Panavia). Y además las preparaciones fueron realizadas con 6, 12, y 24 grados de divergencia. Los resultados concluyeron que los valores retentivos de las resinas adhesivas en los dientes preparados con 24 grados, fueron 20% más retentivos que los valores observados con los cementos convencionales con 6 grados de preparación. En conclusión los agentes cementantes resinosos doblaron los valores de retención demostrados por el cemento de fosfato de zinc y del ionómero de vidrio convencional (21).

Akamai en el 2004 luego de realizar un estudio que evaluaba el efecto de resistencia de diferentes cementos entre los que incluye fosfato de zinc, óxido de zinc eugenol, ionómero de vidrio modificado con resina, y un cemento resinoso al desalojo de coronas cementadas sobre preparaciones sin forma geométrica, con 20 grados de convergencia hacia oclusal fueron talladas con una máquina fresadora, las coronas fueron cementadas cada una con una fuerza externa de 5-10 kg, siendo el cemento de fosfato de zinc quien con fuerzas de 10 kg estadísticamente aumentan la resistencia al desalojo (29).

Mansour en el año 2002 realizó un estudio in vitro para evaluar la retención de coronas usando el muñón de titanio y seis diferentes tipos de cementos temp bond, oxido de zinc eugenol, fosfato de zinc, ionómero de vidrio modificado con resina, cemento de poliacarboxilato y cemento resinoso, después de la cementación de la corona sobre el abutment del implante fueron agrupadas por 24 horas en 100% de humedad, las medidas y desviaciones Standard de peso y fractura fueron analizadas usando ANOVA, test de student llegando a la conclusión de que los valores de retención de coronas cementadas sobre abutment de titanio no sugieren que un tipo de cemento sea mejor que otro pero ello hace proveer un orden en los cementos de la habilidad que estos presenten para retención de coronas pese a que las características de la superficie de las mismas que será muy diferente a los obtenidos cuando se cemente sobre dientes naturales (30).

HIPÓTESIS

El cemento de ionómero de vidrio colocado sobre cofias metálicas preparadas con arenado de óxido de aluminio de 50 micrómetros y cementadas sobre muñones tallados previa limpieza con piedra pómez y agua, es más resistente a las fuerzas de tracción que el cemento de fosfato de zinc

OBJETIVO GENERAL

- Comparar la resistencia a las fuerzas de tracción de dos agentes cementantes; ionómero de vidrio y fosfato de zinc en cofias extracoronarias cementadas sobre dientes naturales.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Someter a fuerzas de tracción las preparaciones metálicas cementadas con cemento de fosfato de zinc y ionómero de vidrio.
- Determinar que cemento es más resistente para soportar las fuerzas de tracción.
- Identificar la eficacia de los dos cementos en las preparaciones metálicas cementadas con fosfato de zinc y ionómero de vidrio, con y sin preparación en el diente y en la superficie interna de las cofias.
- Conocer la relación que existe entre las dimensiones de los dientes tallados y el tipo de cemento utilizado, al someter las muestras a las fuerzas de tracción.

JUSTIFICACIÓN

La resistencia a la fuerza de tracción que soportan diferentes agentes cementantes ha sido poco investigada, a pesar de tener gran importancia dentro del campo de la odontología restauradora.

La resistencia a la fuerza de tracción que se ejercen sobre los diferentes agentes cementantes debe ser estudiada debido a que al ser parte de una restauración cementada se necesita conocer los mecanismos ideales para retirar debidamente la restauración evitando lesionar tejidos.

Al determinar la fuerza necesaria para eliminar las cofias cementadas sobre los dientes preparados, se podrá elegir entre los diferentes agentes cementantes, al ideal, no solo por su poder de adhesión sino también por sus propiedades en conjunto.

METODOLOGÍA

Para el estudio se seleccionaron 28 primeros premolares superiores sanos, los mismos que se obtuvieron de pacientes tratados ortodónticamente y a quienes se les había diagnosticado extracción indicada de estos dientes. Los premolares tenían una longitud y tamaño similar, su corona clínica estaba libre de caries y de fracturas.

Los 28 dientes fueron distribuidos al azar en cuatro grupos de la siguiente manera:

GRUPO I .- Siete dientes (A1-A7), fueron tallados y preparados previamente con piedra pómez para la cementación, sus cofias metálicas fueron también arenadas con óxido de aluminio de 50 micrómetros y posteriormente fueron cementadas con cemento de ionómero de vidrio convencional (Fuji I) .

GRUPO II.- Siete dientes (A8-A14) fueron tallados, no se les preparó previamente para la cementación y sus cofias metálicas no fueron arenadas en su interior posteriormente se cementaron con cemento de ionómero de vidrio convencional (Fuji I),

GRUPO III.- Siete dientes (B1-B7), fueron tallados y preparados con piedra pómez cuyas cofias metálicas fueron arenadas en su interior con óxido de aluminio de 50 micrómetros y cementadas con cemento de fosfato de zinc.

GRUPO IV.- Siete dientes (B8-B14), fueron tallados pero no fueron preparados previamente a su cementación así como tampoco se prepararon la parte interna de sus cofias metálicas y fueron cementadas con cemento de fosfato de zinc.

Previa la preparación de los dientes, estos se mantuvieron sumergidos en agua destilada a temperatura ambiente. Posteriormente se colocaron individualmente en cubos de resina acrílica, esto facilitó la manipulación en el tallado. El tallado se realizó con pieza de mano de alta velocidad de marca W&H TREND, agua en spray y fresas de diamante grano grueso de marca MDT troncocónicas de punta redonda, las fresas eran nuevas y se usaron una para cada diente. Una vez talladas se procedió a paralelizar cada una de ellas en el paralelizador de marca GOLD NEW para luego rectificarlas, en el momento de realizar el tallado existieron dientes que se fracturaron o que presentaron caries, todos ellos fueron eliminados, incorporando otros dientes escogidos al azar, se realizó la preparación convergente a oclusal y una línea terminal en hombro con un espesor de 1mm en toda su circunferencia con integridad marginal, el pulido correspondiente después del tallado dentario se realizó con fresas de pulido de arcansas una por cada diente.

El primer paso de la preparación se realizó en la cara vestibular y palatina con la fresa troncocónica de punta redonda con su parte activa que mide 1.1 mm se realizó los surcos guía, que nos darán la profundidad que necesitamos, se talló en dos sentidos siguiendo la forma de la cara tanto vestibular como palatina, se procedió a realizar la reducción de las caras proximales con una

inclinación de 2 a 3 grados por lado con el instrumento rotatorio paralelo a la vía de inserción pretendida, dos superficies opuestas, cada una con una inclinación de 3 grados darán a la preparación una conicidad de 6 grados, continuando con la cara oclusal siempre conservando su anatomía, con las fresas indicadas anteriormente, se realiza la reducción de la cúspide funcional en este caso palatina en forma mas acentuada que la cúspide vestibular, la reducción oclusal se realizó en una medida estándar que fue tomada en altura desde el hombro hacia la cara oclusal de la cúspide palatina así como también de la cúspide vestibular, además la altura desde el hombro de la cara distal y mesial hacia el surco principal se utilizó para esto una regla calibrada, también se tomó la medida del tallado en sentido mesio- distal y vestibulo palatino con un calibrador de metal.

Una vez realizadas las 28 preparaciones se procedió a pulir cada una de ellas con fresas de pulido (arcanzas), posteriormente se realizó la toma de impresiones de siete de los dientes tallados, usando para esto silicona de adición pesada y fluida (President), con la técnica de dos pasos cada una de las pastas se mezclaron en proporciones iguales siguiendo los pasos que recomienda el fabricante, siendo luego introducida en un molde de cartón en forma de cuadrado una vez obtenidas las impresiones se realiza la mezcla de la segunda pasta que es colocada sobre la primera y nuevamente asentada sobre la preparación esperando el tiempo que aconseja el fabricante, mientras tanto comenzamos a identificar cada una de las preparaciones con su respectiva numeración tanto en el dado de acrílico como en la impresión tomada y luego sobre el yeso del vaciado.

Se procedió a retirar la impresión del diente tallado, como también del tubo metálico esperando 30 minutos que el material termine su contracción y eliminación de sustancias tóxicas para ser vaciada luego con yeso rosado extraduro, y con un instrumento PKT se fue colocando éste en la impresión previa su colocación en el vibrador hasta que se cubrió toda la impresión del diente preparado.

Una vez fraguado el yeso (un día) se procedió a la colocación del aislante, las cofias serán realizadas con cera azul por medio de técnica de adición con instrumento PKT, en la cara oclusal se realizó una argolla para que sirva de sostén en el momento de realizar la tracción .

Las cofias conservaron la morfología oclusal , se sellaron y se colocaron en cada anillo con los bebederos en ángulo de 45 grados en la base con su cara oclusal hacia abajo se recubrió con revestimiento de la casa comercial (Whip Mix) .

La cera se eliminó por medio de la técnica de cera perdida, en un horno de precalentamiento marca RCN a 1400 grados en el horno se colocó cuatro anillos cada cofia se fundió con una aleación de cromo-niquel-berilio.

Una vez realizado el colado se esperó unas dos horas para poder remover el revestimiento de las cofias coladas, se cortó los bebederos con discos ultrathin a 2 mm por encima de la unión del bebedero a la cofia.

Mientras se fundía el metal para las cofias, al GRUPO I (A1-A7) y GRUPO III (B1-B7), se les realizó una profilaxis con piedra pómez y agua para retirar los excedentes. Obtenidas las cofias, pulidas por su exterior se procede a la adaptación en cada diente tallado para luego ser preparadas en su interior con un arenado de óxido de aluminio de 50 micrómetros por 30 segundos igualmente sólo las cofias del GRUPO I (A1-A7) y al GRUPO III (B1-B7), mientras que las restantes fueron ubicadas en los grupos correspondientes.

Para realizar las cementaciones empezamos en el GRUPO I que corresponde a las cofias preparadas en su parte interna, utilizando cemento de ionómero de vidrio (Fuji I)

.

Al GRUPO II, las cofias fueron cementadas con cemento de ionómero de vidrio convencional (Fuji I).

El GRUPO III los dientes previamente preparados con piedra pómez así como las cofias arenadas con óxido de aluminio fueron cementadas con cemento de fosfato de zinc.

El GRUPO IV, los dientes y cofias sin preparación previa fueron cementadas con cemento de fosfato de zinc.

Se preparó el cemento de acuerdo a las recomendaciones de cada fabricante se colocó cemento en la cara interna de la cofia y posteriormente se asentó y

presionó en forma digital la cofia metálica sobre el diente preparado ejerciendo una fuerza con el dedo pulgar en la parte coronal de la cofia por un periodo de 5 minutos.

Los excesos se retiraron de acuerdo a especificaciones de fabricante. Se separó a los grupos de estudio como ya se estableció y luego de ocho días de cementados se procedió a realizar la prueba de resistencia a la tracción en el laboratorio.

La prueba de resistencia a la tracción se realizó en el Instituto de Ciencias de la Investigación, en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de La Escuela Politécnica del Ejército, para lo cual se utilizó una máquina de Tracción Horizontal.

Cada una de las muestras fue analizada y para la adaptación en la máquina del bloque de acrílico se elaboró un aditamento especial el mismo que se sujetó al lado izquierdo de la máquina mientras que en el lado opuesto se sujetó el aro de la cofia metálica con un alambre diseñado especialmente para la prueba, este alambre se fijó a la parte derecha.

La fuerza se ejerció desde el lado móvil de la máquina, es decir desde el lado izquierdo mientras que el lado derecho permanecía inmóvil y sujeto por el alambre antes mencionado. Simultáneamente al movimiento que se producía por la aplicación de peso, la máquina graficaba en la parte superior la fuerza ejercida y se detenía en el momento en que la cofia era desprendida. Este

registro gráfico se realizaba en un papel milimetrado el mismo que era colocado sobre un rodillo que giraba simultáneamente a la fuerza. Cada milímetro graficado en el papel correspondía a 500 gramos de peso, de esta manera los datos obtenidos se registraban de manera confiable.

RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

Para el análisis de los resultados se expresa los promedios y desvíos estándar de la resistencia a la tracción en cada uno de los grupos, y para la comparación estadístico se utilizó la prueba t de student y un valor nominal de alfa menor a 0.05 fue considerado como significativo. Los cálculos fueron realizados utilizando el software estadístico GraphPad InStat versión 3.05 para Windows.

En el GRUPO I (A1-A7), dientes tallados y preparados con piedra pómez, cofias metálicas arenadas, cementadas con ionómero de vidrio, una vez realizada la prueba de tracción se observó que, el peso promedio ejercido para analizar la resistencia a la tracción fue de 21 ± 9 Kg. El desvío estándar que se obtuvo fue en un rango que varió entre los 10 y 36.5 kg.

Tabla de resultados del GRUPO I, dientes tallados y preparados con piedra pómez, cofias metálicas arenadas con óxido de aluminio de 50 micrómetros cementados con Ionómero de Vidrio

DIENTE	ANCHO (MD)	ANCHO (VP)	ALTURA CÚSPIDE VESTIBULAR(CV)	ALTURA CÚSPIDE PALATINA(CP)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN
A1	4.5 mm	7.5 mm	5.1 mm	4 mm	26.5 Kg
A2	4.4 mm	7.5 mm	4.9 mm	4.1 mm	20.5 Kg
A3	4.5 mm	7.6 mm	5 mm	4.1 mm	13 Kg
A4	4.6 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	10 Kg
A5	4.5 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	24 Kg
A6	4.6 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	16.5 Kg
A7	4.4 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	36.5 Kg

En el GRUPO II (A8-A14), de dientes tallados y no preparados, y sus cofias metálicas no preparadas cementados con ionómero de Vidrio, revelaron soportar un peso promedio de 19.6 ± 6.1 Kg. El desvío estándar que se obtuvo fue en un rango que varió entre los 12.5 y 32 kg.

Tabla de resultados del GRUPO II, dientes tallados y no preparados, sus cofias metálicas no preparadas cementados con ionómero de Vidrio

DIENTE	ANCHO (MD)	ANCHO (VP)	ALTURA CÚSPIDE VESTIBULAR(CV)	ALTURA CÚSPIDE PALATINA(CP)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN
A8	4.4 mm	7.4 mm	5 mm	4 mm	18.5 Kg
A9	4.5 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	21.5 Kg
A10	4.5 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	17.5 Kg
A11	4.6 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	32 Kg
A12	4.6 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	12.5 Kg
A13	4.5 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	17.5 Kg
A14	4.6 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	17.5 Kg

El GRUPO III (B1-B7) de dientes tallados, preparados con piedra pómez y sus cofias arenadas con óxido de aluminio de 50 micrómetros cementadas con fosfato de zinc demostraron un resistencia a la tracción de 32.5 ± 7.3 Kg. El desvio estándar que se obtuvo fue en un rango que varió entre los 22.5 y 44.5 Kg.

Tabla de resultados del GRUPO III de dientes tallados, preparados con piedra pómez y sus cofias arenadas con óxido de aluminio de 50 micrómetros y cementadas con fosfato de zinc.

DIENTE	ANCHO (MD)	ANCHO (VP)	ALTURA CÚSPIDE VESTIBULAR(CV)	ALTURA CÚSPIDE PALATINA(CP)	RESISTENCIA A LA TRACCION
B1	4.4 mm	7.4 mm	5 mm	4 mm	33.5 Kg
B2	4.4 mm	7.4 mm	5 mm	4 mm	22.5 Kg
B3	4.5 mm	7.5 mm	5.1 mm	4.1 mm	36 Kg
B4	4.5 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	34.5 Kg
B5	4.4 mm	7.5 mm	5 mm	4.5 mm	31.5 Kg
B6	4.5 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	44.5 Kg
B7	4.4 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	25 Kg

El GRUPO IV (B8-B14) de dientes tallados y no preparados, cofias metálicas no preparadas, cementadas con fosfato de zinc reportaron un resistencia promedio a la tracción de $29,7 \pm 9.3$ Kg. . El desvio estándar que se obtuvo fue en un rango que varió entre los 12.5 y 42 kg.

Tabla de resultados del GRUPO IV de dientes tallados y no preparados, cofias metálicas no preparadas, cementadas con fosfato de zinc.

DIENTE	ANCHO (MD)	ANCHO (VP)	ALTURA CÚSPIDE VESTIBULAR(CV)	ALTURA CÚSPIDE PALATINA(CP)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN
B8	4.6 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	36 Kg
B9	4.6 mm	7.6 mm	5.1 mm	4 mm	29.5 Kg
B10	4.5 mm	7.6 mm	5 mm	4.1 mm	25.5 Kg
B11	4.5 mm	7.6 mm	5 mm	4 mm	29 Kg
B12	4.4 mm	7.4 mm	5 mm	4 mm	42 Kg
B13	4.3 mm	7.5 mm	5 mm	4 mm	12.5 Kg
B14	4.4 mm	7.4 mm	4 mm	5 mm	34 Kg

Además se observó que entre el grupo I y II, la diferencia del promedio de peso que resistió a la fuerza de tracción fue de 2Kg., esto significaría que la preparación con óxido de aluminio en la superficie interna de la cofia metálica y la preparación en la superficie dentaria con piedra pómez no representan una significativa contribución adicional a la resistencia a la tracción a las cofias cementadas con cemento de ionómero de vidrio, ya que los valores

correspondientes a la significancia estadística fueron de $t=0.34$, que correspondió a un valor $p=0.73$; es decir no fue estadísticamente significativo (NS).

De igual manera en el grupo III y IV, la diferencia promedio de peso fue 2,8 Kg, esto significaría que la preparación con óxido de aluminio en la superficie interna de la cofia metálica y la preparación en la superficie dentaria con piedra pómez no representan una significativa contribución adicional a la resistencia a la tracción de las cofias cementadas con cemento de fosfato de zinc, ya que los valores correspondientes a la significancia estadística fueron de $t=0.60$, que corresponde a un valor $p=0.55$; es decir no fue estadísticamente significativo (NS).

Cuadro comparativo del análisis estadístico de los resultados de los grupos I – II y III - IV

GRUPOS	RESISTENCIA A LA TRACCION	ANALISIS ESTADISTICO CON T-STUDENT	SIGNIFICANCIA ESTADISTICA
I	21 Kg	$t =0.34$	$P =0.73$ NS
II	19 Kg		
III	32,5 Kg	$t =0.60,$	$P =0.55$ NS
IV	29,7 Kg		

Mientras que el Grupo I y III en los cuales las muestras fueron preparados con piedra pómez y sus cofias metálicas fueron arenadas con óxido de aluminio presentaron una significativa diferencia con un valor de $t=2.63$ que corresponde a un valor $p=0.02$, ya que la diferencia de resistencia a la tracción de estos dos grupos fue 11.5 Kg, de los cuales el Grupo I resistió un

peso promedio de 21Kg, comparado con 32,5 Kg de resistencia del grupo III, evidenciando la diferencia entre estos resultados por el tipo de cemento utilizado, ya que en el grupo I se cementó con ionómero de vidrio mientras que en el Grupo III se cementó con cemento de fosfato de zinc. De igual manera se evidenció una significativa diferencia en el promedio de peso ejercido para evaluar la resistencia a la tracción entre el Grupo II y IV observando un resultado de $t=2.42$ que corresponde a un valor $p=0.03$, en los cuales ni la superficie de los dientes ni la superficie de las cofias fueron preparadas, y existiendo una diferencia de 10,7Kg entre los dos grupos. Estos resultados de igual manera sugieren que se debe al tipo de cemento utilizado, ya que en el grupo II fue cementado con ionómero de vidrio mientras que en el Grupo IV se cementó con cemento de fosfato de zinc.

Cuadro comparativo del análisis estadístico de los resultados de los grupos I – III y II – IV

GRUPOS	RESISTENCIA A LA TRACCION	ANALISIS ESTADISTICO CON T-STUDENT	SIGNIFICANCIA ESTADISTICA
I	21 Kg	t = 2.63	P = 0.02
III	32,5 Kg.		
II	19 Kg	t = 2.42	P = 0.03
IV	29,7Kg		

De los datos obtenidos el grupo que reveló mayor resistencia a la tracción es el Grupo III con 32,5Kg de peso promedio, y el Grupo II reveló tener el promedio mas bajo de resistencia con 19Kg.

Cabe destacar que el orden de los grupos que presentaron mayor resistencia a la tracción fue; en primer lugar el grupo III, en segundo lugar el grupo IV, en tercer lugar el grupo I y en cuarto lugar el grupo II.

DISCUSIÓN

Los materiales cementantes juegan un papel muy importante en la retención de prótesis extracoronarias así como también, en el sellado de toda la preparación para evitar filtraciones, ya que tienen un alto potencial de disolución ante los fluidos orales y cambios de temperatura que provocan filtración e invasión bacteriana.

Una vez sometidas las muestras a la prueba de tracción se pudo observar que el cemento de fosfato de zinc, resistió mas a las fuerzas de tracción que el cemento de ionómero de vidrio siendo colocado en dientes preparados con piedra pómez y cuyas cofias fueron arenadas con óxido de aluminio, lo que significa que la acción de pulir las preparaciones contribuyen en parte a una mejor unión del cemento a la estructura dentaria, sin embargo hay estudios que sugieren lo contrario, fueron realizados por Sule en el 2002 para evaluar las propiedades retentivas de cinco agentes cementantes en cofias de oro, plata paladio y de cromo níquel, para lo que utilizó 80 dientes los mismos que no fueron preparados previamente concluyendo que el cemento de ionómero de vidrio demostró mayor resistencia a las fuerzas de tracción en comparación a los otros cementos de estudio en los dos tipos de metal

El estudio realizado por Diaz, 1999 para demostrar las características retentivas que presentaban 5 clases de cementos, a largo plazo en prótesis fija con estructura metálica siendo estos el ionómero de vidrio modificado con resina, ionomero de vidrio convencional, fosfato de zinc, polocarboxilato, cemento resinoso, demostró que el cemento de fosfato de zinc una vez endurecido es el que ejerce una acción retentiva de engranaje mecánico entre las irregularidades de la superficie del diente y de la restauración, la adaptación de la preparación colada al diente dependerá del espesor de la película. Además en este estudio se comprueba que factores como la temperatura en que es mezclado el cemento es un factor determinante en la velocidad de reacción del cemento y el tiempo de trabajo de alguna manera pueden interferir en las propiedades de cada cemento, estudio que concuerda con los resultados obtenidos en este trabajo, ya que se siguieron todos los pasos para una buena mezcla y las proporciones adecuadas que recomiendan los fabricantes.

Pero existe otro estudio que contradice lo expuesto siendo Khinda en el 2002 quien evalúa la eficacia adhesiva de tres agentes cementantes; el ionómero de vidrio, fosfato del zinc y policarboxilato en coronas de acero. Se estudiaron 20 muestras y los resultados no demostraron ninguna diferencia significativa en la retención de coronas de acero con el uso de los tres agentes cementantes, en cambio resultados que se obtuvieron de la prueba a la tracción determinan que existe una significativa diferencia en el promedio de peso ejercido para evaluar la resistencia a la tracción entre el Grupo II y IV se observa un resultado de $t=2.42$ que corresponde a un valor $p=0.03$, en los cuales ni la superficie de los

dientes ni la superficie de las copias fueron preparadas, y existiendo una diferencia de 10,7 Kg entre los dos grupos sugiriendo que se debe al tipo de cemento utilizado, ya que en el grupo II fue cementado con ionómero de vidrio mientras que en el Grupo IV se cementó con cemento de fosfato de zinc.

Browning 2002 realizó un estudio para comparar la cementación de coronas con resina, ionómero de vidrio y fosfato de zinc. El ancho de la pared axial fue de 3 mm. Las muestras fueron sometidas a fuerzas de tracción, obteniendo que el cemento resinoso resistió 9,4 Mpa, el ionómero de vidrio resistió 5,0Mpa y el fosfato de zinc 3,1 Mpa. Los resultados concluyeron que el grupo de cemento de resina fue significativamente más fuerte que el vidrio-ionómero y el cemento de fosfato de zinc. El ionómero de vidrio fue significativamente más fuerte que el cemento de fosfato de cinc. Estos resultados son opuestos a los obtenidos en este estudio, ya que en primer lugar quien resistió mas a las fuerzas de tracción fue el cemento de fosfato de zinc en dientes preparados, en segundo lugar fue el mismo cemento de fosfato de zinc pero en dientes no preparados y en tercer lugar tenemos al cemento de ionómero de vidrio.

Ercoli en el 2002 realizó un estudio comparativo para evaluar la retención de coronas cementadas sobre muñones de titanio con seis tipos de agentes cementantes; 1) óxido de zinc libre de eugenol (Temp Bond NE); 2) oxido de zinc y eugenol (IRM); 3) fosfato de zinc (Hy-Bond); 4) ionómero de vidrio modificado con resina (Protec Cem); 5) policarboxilato de zinc (Durelon) y 6) (Panavia). se demostró que no hubo diferencia significativa entre el uso de los seis agentes cementantes y la fuerza de tracción ejercida. Estos resultados son

opuestos a los obtenidos en este estudio ya que el cemento se adhiere a la estructura dentaria creando una retención mecánica como es el caso del cemento de fosfato de zinc y no directamente a una cofia de titanio ya que los metales nobles no poseen capas reactivas (óxidos) son inertes en este caso, como lo menciona el estudio.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este estudio demostraron que los dientes preparados con piedra pómez y sus cofias preparadas con óxido de aluminio y cementadas con cemento de fosfato de zinc presentaron mayor resistencia a las fuerzas de tracción que los otros grupos.

Los resultados sugieren que no necesariamente la preparación en dientes y cofias proporcionan mayor resistencia a la tracción ya que el segundo grupo que evidenció mayor resistencia a las fuerzas de tracción fue el grupo IV de dientes de dientes y cofias no preparadas.

Se demuestra además que la hipótesis planteada en este estudio es negativa ya que el cemento de fosfato de zinc ofreció mayor resistencia a la tracción independientemente de la preparación del diente y la cofia.

Es evidente que las fuerzas de tracción una vez que las coronas estén cementadas en boca se ejercerán únicamente en el momento que el odontólogo pretenda removerlas, por lo que se debe tomar en cuenta la fuerza

que se debería aplicar para obtener dicho resultado o por el contrario buscar un método alternativo. Se recomienda que para obtener datos más precisos realizar un estudio similar en una muestra más amplia.

Es necesario seguir las recomendaciones del fabricante al realizar la mezcla del cemento para obtener los mejores resultados clínicos.

A pesar de que el cemento de fosfato de zinc se caracteriza por su solubilidad en el medio bucal, irritante pulpar y presentar microfiltración se sigue utilizando como alternativa de cementación en prótesis fija.

Cuando se realiza la cementación con ionómero de vidrio existe un Ph bajo que se reporta como una causa de sensibilidad postcementación que está en discusión, así como la liberación de flúor que no tiene significancia como agente anticariogénico.

La comparación de los grupos I y III revelaron tener significancia estadística, a pesar de que en los dos grupos se preparó las cofias y muñones, los resultados evidenciaron mayor resistencia a la tracción en el grupo III, que correspondió a las cofias cementadas con cemento de fosfato de zinc.

La comparación de los grupos II y IV revelaron tener significancia estadística, estas muestras no se prepararon ni las cofias ni los muñones; los resultados evidenciaron mayor resistencia a la tracción en el grupo IV, que correspondió a las cofias cementadas con cemento de fosfato de zinc.

Estos datos demostraron que las cofias cementadas con cemento de fosfato de zinc evidenciaron mayor resistencia a la tracción que las cofias cementadas con ionómero de vidrio, estos resultados se pueden atribuir a las características particulares del cemento.

RECOMENDACIONES

Se recomienda que para obtener datos más precisos en cuanto a resistencia de los cementos a las fuerzas de tracción se debería realizar un estudio similar en una muestra más amplia, dejando cementadas las muestras por un lapso de tiempo mayor al utilizado (8 días).

Cabe destacar que en el trabajo realizado no se sumergió en agua a las coronas luego de cementadas, por lo que el estudio fue netamente de la resistencia a la tracción de los dos cementos, en éste caso si se desearía verificar y mejorar los datos obtenidos se sugiere colocar las muestras en agua destilada o en saliva artificial.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- LIZC. W. Mechanical properties of dental luting cements. Journal of Prosthetic Dentistry . Año 1999; V. 81. Pag: 597-609.
- 2.- HARRY,F. Ionómeros de Vidrio: Odontología Estética Selección y Colocación de Materiales. Editorial Labor. Edición Primera. Año 1991. España. Pags 3- 7,13. 96- 97.
- 3.- HIDALGO. Cementos Odontológicos Convencionales: Tratado de Odontología .BASCONES, Año.1998 Pag:1779-81, 1784-87
- 4.- IBERIAhttp://www.javeriana.edu.co/Facultades/odontología/postgrados/ac_adendo/i_a_revisión_32.html.
- 5.- CRAIG, R. “ Materiales de Odontología Restauradora “ Editorial Harcourt Brace 1998, pag 173-181, 192-197.
- 6.- MIYA, D, WASH,S. . “ Gold inlays bonded whith a resin cement: A clinical report. Journal Prosthetic Dentistry 1997. Volumen 78. pag: 233-35.
- 7.- KETTERL, W. “Odontología Conservadora”. Editorial Masson-Salvat . España. 1994. Pag 209-213.
- 8.- TYLMAN ‘S.” Teoría y Práctica en Prostodoncia Fija”. Editorial Actualidad Médico-Odontológicas. Latinoamérica. Venezuela 1991 Pag: 393- 395.
- 9.- PEÑA, L.” Ionómeros de Vidrio: Indicaciones y Manejo clínico. Tratado de

Odontología BASCONES, A. Tomo III". 1998. Pag: 2585- 2595

- 10.- PHILLIPS ,D ." La Ciencia de los Materiales Dentales" , Editorial Interamericana . México. 1993. Pag. 501-510, 516-522.
- 11.- DIDIER, D. "Restauraciones Adhesivas no metálicas Conceptos Actuales Para Tratamiento de Dientes Posteriores" Editorial Masson. España. 1998 Pag: 41-43.
- 12.- CRISPIN, B. "Bases Prácticas en la Odontología Estética". Editorial Masson.España. 1998. Pag: 62-70.
- 13.- COMBE,E. Cementos, clasificación, aplicaciones y requisitos, Cementos basados en Oxido de Zinc, y vidrios permeables a los iones. Materiales Dentales. Editorial Labor, Edición Quinta. Barcelona. Año 1990. Pag 127-130
- 14.- CRAIG, O. Cementos "Materiales Dentales Propiedades y Manipulación"Editorial Mosby. Edición Sexta. Año 1999 Pag: 114-118, 122
- 15.- <http://www.sbpqo.org.br/resumos/1977>
16. NUR, E. SENAY, C. Solubilidad in vivo de tres tipos de cemento. Quintessence (ed.esp.).1997; V. # 10 : Pag 24-28
17. DÍAZ, Arnold A. "Current Status of Luting Agents for Fixed Prosthodontics "Journal Prosthetic Dentistry ,Año 1999. Volumen: 81. Pag 135-141.
- 18.- CZARNECKA.B. "Ion-Release, dissolution and buffering by zinc phosphate dental cements. Julio 2003 Volumen 14 no 7. Pags 601-604.
- 19.- SODERHOLM.K " Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir copings: an in vitro study" BMC ORAL HEALT Año 2003 Volumen 3 Pag 1

- 20.- SULE.E. "Retentive properties of five different luting cement on base and noble metal copings" The Journal Of Prosthetic Dentistry , November 2002, Volumen 88 Number 5, Pags 491-495.
- 21.- ZIDAN. O. "The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cement". The Journal of Prosthetic Dentistry, June 2003, Volumen 89 Number 6 Pags 565-571.
- 22.- GLEN.H. "The effect of a resin based sealer on crown retention for three types of cement" The Journal of Prosthetic Dentistry , May 2004 Volumen 91 Number 5 , Pags 428-435.
- 23.- NURAY.A. " Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents" The Journal of Prosthetic Dentistry, February 2003 , Volumen 89 , Number 2 Pags 127-134.
- 24.- DEREK.W. " Dental Cements: A Further Update " Journal Canadian Dental Association . Año 1998, Volumen 64 , Pags 788-9.
- 25.- WHITE, S.N" Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. The Journal Prosthetic Dentistry. February 1.992. Volumen 67 Number 2. Pags: 156-61.
- 26.- SHORTALL A.C. "Marginal seal of injection-model ceramic crowns cemented with three adhesive systems". Journal. Prosthetic Dentistry January 1.989. Volumen 61, Number 1. Pags: 24-7.
- 27.- BARROS y Col. "Análisis crítico para el uso de los indicadores de los cementos dentales" .Boletín Científico de Biomateriales. Volumen IV Número 3 Año 1996.
- 28.- FRAGA.R. " Physical properties of resinous cements: an in vitro study Journal Of Oral Rehabilitation. Año 2000. Volumen: 27. Pags: 1064-1067.

- 29.- AKAMAI. G. "Crown Cemented on Crown Preparations Lacking Geometric Resistente Form Part II Effect of cement". Journal Of Prosthodontics. Marzo 2004. Volumen 13. Numero 1. Pags:36-41 (46).
- 30.- MANSOUR.A. "Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cement".Journal Of Oral Rehabilitation . Agosto 2002. Volumen 13. Numero 4. Pags 343-348.
- 31.- WILLIAMS. A."A long term study of fluoride release from metal-containing conventional and resin modified glass-ionomer cement." Journal Of Oral Rehabilitation. January 2003. Volumen 28. Numero 1. Pag 41-43.
- 32.- LOPEZ.G. "In vitro evaluation of four luting agents" . Mayo 1999 Santa fe de Bogotá Pags:1-18.
- 33.- YOSHIDA. K. " In-vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements".Journal Of Oral Rehabilitation. Abril 1998. Volumen 25. Numero 4. Pags: 285-291.
- 34.- GUZMAN. H. " Cementos" Biomateriales Odontológicos de uso clínico. Editorial Cat. Edicion 3. Año 1990. Pags: 72-73.

