

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE PROTESIS**

**RESISTENCIA A LA TRACCION DE DOS CEMENTOS
ORGANICOS *IN VITRO***

Roberto Antonio Vera AlviaI

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Dr. Mario Angulo Mora.

TUTORES ASOCIADOS

Dra. Alexandra Angulo Suárez.

Dra. Andrea Dezerega Piwonka.

Santiago - Chile

2006.

A mis padres...

AGRADECIMIENTOS

A todos los que hicieron posible esta tarea.

A los profesores, Dr. Mario Angulo, Dra Alexandra Angulo y Dra. Andrea Dezerega, por su paciencia y entrega en la guía de este trabajo.

A todos los involucrados en el proceso de formación tanto profesional como personal.

A mi familia, por años de desinteresado apoyo y compañía.

A mi mujer, gran baluarte para sobrellevar los últimos años de carrera.

ÍNDICE

Página N°

| | |
|----------------------------|----|
| Introducción..... | 1 |
| Marco teórico..... | 3 |
| Hipótesis..... | 15 |
| Objetivo general..... | 16 |
| Objetivos específicos..... | 16 |
| Materiales y Métodos..... | 17 |
| Resultados..... | 25 |
| Discusión..... | 28 |
| Conclusiones..... | 33 |
| Sugerencias..... | 34 |
| Resumen..... | 35 |
| Referencias..... | 37 |

Introducción.

La terapia odontológica con frecuencia debe restaurar dientes tratados endodónticamente. Un alto porcentaje de ellos presentan una gran pérdida de estructura dentaria, siendo necesario para su restauración la confección de coronas periféricas completas para recuperar estética y función. Cuando una porción extensa de la corona clínica se ha perdido, es imposible conseguir el anclaje de una restauración en la dentina remanente. En tales situaciones es necesario buscar la retención por medio de el anclaje intraconducto a través de un sistema perno muñon (SPM).

El SPM colado ha sido tradicionalmente usado para restaurar dientes endodónticamente tratados. Se han introducido al mercado varios métodos para simplificar las técnicas en la confección del sistema perno muñon. Estos buscan obtener un ajuste óptimo del SPM, la simplificación de los procedimientos clínicos, la reducción del tiempo y de los costos, mientras se procura aumentar la retención y la resistencia a la rotación. Actualmente el uso de pernos preformados ha aumentado su popularidad.

La retención de un perno varia dependiendo de varios factores, que incluyen el diseño, longitud y diámetro del perno, medio de unión y preparación del conducto protésico.

Con el advenimiento de la odontología orgánica, nuevos cementos, con una mayor capacidad adhesiva, están siendo introducidos en un intento por mejorar el éxito clínico. La elección del medio cementante depende de la situación clínica, de las propiedades físicas y biológicas del cemento y de su manipulación.

Los odontólogos, por lo tanto, tienen que seleccionar de una amplia gama de cementos y materiales adhesivos basados en resina que difieren en su naturaleza química, tipo de polimerización, y propiedades, especialmente mecanismo de adhesión a la estructura dentaria.

De acuerdo a la forma de polimerizar existen los de fotopolimerización, los de autopolimerización y los de polimerización dual.

Hasta la fecha no existen estudios concluyentes respecto al efecto del tipo de polimerización de los cementos de resina y su relación con las propiedades físico mecánicas de los mismos.

De los antecedentes presentados se deduce la importancia de seguir estudiando los cementos de resina, principalmente la resistencia que estos tienen frente a las fuerzas que tratan de desalojarlo de su sitio.

El propósito del trabajo es comparar la resistencia a la tracción de un perno preformado de titanio cuando se utilizan dos medios de unión orgánicos con distinto tipo de polimerización.

Aspectos Teóricos.

El tratamiento endodóntico consiste principalmente en la remoción de todo el contenido cameral y del sistema de conductos radiculares, su modelado y obturación tridimensional, y la prevención de la reinfección ⁽¹⁾. La irrigación es fundamental para la remoción de detritus dentinarios durante la instrumentación biomecánica ya que elimina el tejido suelto, necrótico y materiales contaminados ⁽¹⁾. El uso de irrigación también aporta lubricación al conducto, destrucción de microbios y disolución de tejido ⁽¹⁾. El hipoclorito de sodio al 5% (NaOCl), peróxido de Hidrogeno 3 volúmenes (H₂O₂), combinación de NaOCl y H₂O₂, y clorhexidina al 2%, esta última seleccionada principalmente por su propiedad de sustantividad, han sido ampliamente usados como irrigantes en el tratamiento endodóntico por años ⁽¹⁾.

El diente endodónticamente tratado ha sido motivo de controversia por años. Se ha sugerido que el diente tratado es más frágil que el diente no tratado y por lo tanto puede fracturarse más fácilmente que este último. Esto debido a la deshidratación en el tiempo del diente tratado y a que experimenta cambios en la configuración de la trama colágena ⁽²⁾. Por otro lado Huang et al ⁽³⁾ compararon las propiedades físicas y mecánicas de especímenes dentinarios de dientes con y sin tratamiento endodóntico a diferentes grados de hidratación. Ellos concluyeron que

ni la deshidratación ni el tratamiento endodóntico causan una disminución de las propiedades mecánicas y físicas de la dentina.

En la misma línea, Sedgley and Messer ⁽⁴⁾ demostraron que la dentina de dientes naturales es más dura que la dentina de dientes tratados endodónticamente, pero no existen cambios biomecánicos significativos que indiquen que el diente tratado sea más frágil.

La fragilidad y una alta tasa de fracturas en los dientes tratados comparados con los no tratados es producto de la pérdida de la integridad estructural del diente, asociada a la caries y a la trepanación endodóntica, y no a cambios en el contenido mineral dentinario ⁽⁵⁾.

Además de un tratamiento endodóntico satisfactorio, la restauración final es fundamental para el éxito clínico a largo plazo de la pieza tratada. Normalmente la pérdida extensa de estructura dentaria requiere una restauración con anclaje intraradicular ⁽¹⁾.

El uso de SPM en dientes tratados endodónticamente es aún cuestionado. Hoy en día es comúnmente aceptado que los pernos no incrementan la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente y que deberían ser usados sólo para retener una restauración, cuando dicha acción no se pueda realizar en la estructura dentaria remanente, o en piezas al estado radicular ^(6,7,8,9).

Entre los factores que influyen la selección de un sistema perno muñón, se

pueden nombrar:

(a) Conservar el máximo de estructura dentaria remanente como sea posible durante la preparación del conducto protésico.

(b) Forma y tamaño del conducto, siendo de elección los pernos colados en canales radiculares no circulares y con gran pérdida de estructura coronaria; pernos prefabricados cilíndricos recomendados en canales circulares pequeños, y pernos que posean características antirotacionales en canales circulares.

(c) Compatibilidad del material, capacidad de unión, y armonía estética con la restauración permanente.

(d) De fácil uso y de un costo aceptable

(e) Fácil retiro en caso de falla para realizar el retratamiento⁽¹⁰⁾.

Los Pernos deben ser usados sólo cuando existe la necesidad de retener un muñón y su restauración. La retención se refiere a la capacidad de un perno para resistir fuerzas verticales que tratan de desalojarlo⁽¹¹⁾. Ésta es resultado de un fenómeno complejo en que las propiedades mecánicas y reológicas de los agentes cementantes, y sus capacidades adhesivas al sustrato dental son primordiales⁽¹²⁾. La retención es influenciada por la adaptación del perno, longitud, diámetro y grado de conicidad, y si es activo o pasivo⁽¹²⁾.

Un perno bien adaptado, pasivamente cementado y cilíndrico es considerado el más retentivo con el mínimo stress⁽²⁰⁾.

La longitud del perno influye en la distribución del stress a lo largo de la raíz, y por lo tanto influye en la resistencia a la fractura. Pernos con longitudes mayores muestran una mejor distribución del stress comparado con pernos más cortos ⁽¹³⁾.

En la literatura encontramos un alto porcentaje de éxito en rehabilitaciones con pernos intraconducto cuando éstos presentan una longitud igual o mayor a la corona clínica. Por otro lado, se ha visto un alto porcentaje de fracasos cuando la longitud del perno es menor ⁽¹³⁾. Es por esto que se indica que la porción apical del perno debe sobrepasar la cresta de hueso alveolar que soporta al diente ⁽¹³⁾.

Varios estudios han indicado que la porción cervical del diente es más vulnerable a la concentración del stress. Pernos cortos y anchos conducen a una concentración de stress elevada en la región cervical. La localización del perno más allá de los dos tercios del conducto radicular no disminuye aún más el stress cervical, si no que tiende a incrementar el stress en la región apical ⁽¹⁴⁾.

Se ha demostrado que la filtración del relleno endodóntico en un diente endodónticamente tratado aumenta con la preparación del conducto protésico y que un remanente apical menor de 3 mm de longitud resulta en un sellado impredecible ⁽¹⁵⁾. La inserción del perno y su fijación adhesiva puede evitar esta filtración. La importancia del sellado apical ha sido tema de estudio por muchos

años, encontrándose en la literatura valores apropiados de sellado apical que van desde 3mm como mínimo hasta 6 mm ⁽¹⁵⁾.

El diámetro del perno y la cantidad de dentina remanente son variables que influyen la resistencia a la fractura de un diente tratado endodónticamente. Muchos autores han postulado una relación aceptable de un tercio del diámetro de la raíz, mientras otros consideran que se debe conservar un mínimo de 1 mm de dentina alrededor del perno para mantener las propiedades mecánicas del diente ⁽²⁰⁾.

Los pernos pueden ser divididos en dos grupos principales, activos y pasivos, dependiendo de la cantidad de retención lograda. Los pernos activos derivan su retención primaria directamente de la dentina ⁽¹⁶⁾. Aunque los pernos activos interconectan la dentina del conducto protésico por medio de los hilos, ellos deben ser siempre cementados. Esto no solo provee retención secundaria a los anillos, sino que es esencial para impedir el paso de bacterias por medio de la formación de un sellado hermético a lo largo del conducto protésico ⁽¹⁶⁾.

Si bien mediante el uso de pernos activos se obtiene una retención máxima no son el método de elección para la rehabilitación del diente tratado endodónticamente debido al stress provocado a la raíz y el riesgo de fractura ^(17,18).

Los pernos pasivos, por otro lado, logran retención con su asiento pasivo y en

íntimo contacto con las paredes del conducto protésico y dependen principalmente del cemento para su retención⁽¹⁹⁾.

Cada tipo de perno puede ser dividido además de acuerdo a su forma en cónicos o cilíndricos. En general los pernos activos son más retentivos que los pernos pasivos de similares características, y los pernos cilíndricos son más retentivos que los pernos cónicos⁽¹⁶⁾.

Dentro de los pernos pasivos el SPM colado ha sido por mucho tiempo el método tradicional para la restauración del diente tratado endodónticamente. El clásico y ampliamente conocido es el perno liso, cónico que reproduce la forma original del conducto protésico. Tales pernos exhiben la menor retención y están asociados con una gran proporción de falla catastrófica⁽¹⁶⁾.

Con la finalidad de reducir los tiempos clínicos aparecieron en el mercado los pernos preformados. Éstos son clasificados de acuerdo a su forma y a la configuración de la superficie. De acuerdo a su forma podemos encontrar básicamente pernos cilíndricos, cónicos o la combinación cilíndrico cónico, y activos o pasivos según la configuración de la superficie⁽²⁰⁾.

Los pernos cónicos tienen una concentración de stress muy alta a nivel cervical, mientras que a nivel apical el stress registrado es considerablemente menor. La concentración de stress, más bajo a nivel apical de los pernos cónicos, se debe a la ausencia de ángulos agudos y la conservación de estructura dentaria. Los

pernos cilíndricos dispersan el stress de manera uniforme a lo largo del perno, excepto a nivel apical, donde hay una concentración de stress. Esto producto de la formación de ángulos agudos, con eliminación excesiva a nivel apical de estructura dentaria buscando el asiento definitivo del perno. ⁽²⁰⁾

Tradicionalmente, los materiales con los que se confeccionaban los pernos eran metales. Últimamente han sido introducidos al mercado pernos de fibra de carbono y de composite reforzado con fibra. Se ha postulado que el material del perno debería tener el mismo modulo de elasticidad que la dentina radicular para distribuir las fuerzas aplicadas equitativamente a lo largo de la raíz y el perno. El módulo de elasticidad de pernos de fibra de carbono es similar al de la dentina ⁽²⁰⁾. La rigidez de las aleaciones usadas para pernos colados y prefabricados es mucho más alta que la dentina ⁽²⁰⁾. Se ha observado que dientes restaurados con pernos de fibra de carbono muestran una alta resistencia a la fractura comparados con dientes restaurados con pernos prefabricados cilíndricos de titanio o cónicos colados ⁽²⁰⁾.

Para obtener propiedades ópticas similares a las coronas de cerámica completa se introdujeron al mercado los pernos de zirconio. Estos pernos además de ser biocompatibles y radiopácos, poseen una alta resistencia a la flexión. Están indicados para ser usados con cementos de resina y muñones de composite ⁽²⁰⁾.

Los agentes cementantes comprenden una amplia gama de materiales usados para fijar y sellar restauraciones y prótesis a los dientes.

La elección de un agente cementante depende de la situación clínica, de las propiedades físicas y biológicas del agente cementante así como también de su manipulación⁽²¹⁾.

Son cinco los grupos principales de materiales dentales que son usados para cementar pernos: fosfato de zinc, policarboxilato, vidrio ionómeros, vidrio-ionómeros modificados con resina y cementos de resina⁽¹⁶⁾.

Por más de un siglo el cemento fosfato de zinc ha sido ampliamente utilizado, a pesar de algunas desventajas bien documentadas, incluyendo su alta solubilidad clínica, falta de adhesión, y bajo pH⁽²²⁾. El uso de cementos convencionales no adhesivos, como el fosfato de zinc, se basa en las fuerzas friccionales para la retención del perno. El grado de fricción depende de la precisión del ajuste del perno y de la rugosidad tanto del poste como del conducto protésico. Aquellos cementos no adhesivos fueron creados con la intención de sellar la interfase entre el perno y el tejido dentario^(23,24).

Los cementos de vidrio ionómero son materiales basados en agua y son susceptibles a disolución en un ambiente húmedo y deshidratación en un ambiente seco. Es común que se presenten microfracturas durante el endurecimiento y la falla en función puede ocurrir debido a la propagación del

crack ⁽²⁵⁾. La adición de resina en los vidrio ionómeros modificados con resina tiene el potencial de superar lo anteriormente descrito, sin embargo, en un estudio que investigó la retención de pernos bajo carga a la fatiga no mostró diferencias significativas entre los dos tipos de materiales ⁽²⁵⁾. Por otro lado un estudio demostró una tendencia negativa en los cementos de vidrio ionómero modificados con resina al encontrarse valores de retención inferiores al vidrio ionómero convencional ⁽²⁶⁾.

Los cementos convencionales de vidrio ionómero poseen la capacidad de liberar flúor, unirse físico químicamente a la estructura dentaria y poseer un bajo coeficiente de expansión térmica ⁽²¹⁾. Los cementos de vidrio ionómero modificados con resina también liberan flúor y contienen componentes resinosos para mejorar sus propiedades físicas y mecánicas ⁽²¹⁾.

Con el advenimiento de la odontología orgánica se han introducido nuevos cementos, con una mayor capacidad adhesiva, en un intento por mejorar el éxito clínico ⁽²¹⁾.

Las aplicaciones de los agentes cementantes basados en resina han incrementado considerablemente en estos años. Se usan para la cementación de porcelanas veneers, coronas de cerámica completa, composite indirectos restauraciones de cerámica, pernos intraradiculares. Están disponibles en autopolimerización, fotopolimerización y polimerización dual. El uso de

cementos de resina es, sin embargo, una técnica sensible y requiere una manipulación meticulosa durante la cementación y el retiro del exceso de material^(22,27).

Los cementos de resina están asociados a sensibilidad postcementación⁽²¹⁾. La contracción de polimerización de la resina, puede llevar a una microfiltración y conducir a una sensibilidad dentaria asociada a la técnica adhesiva. Las propiedades físicas y biológicas de los cementos de resina pueden variar considerablemente debido a diferencias en la cantidad y calidad de las fases orgánicas y poliméricas, así como también de la eficacia de su mecanismo de polimerización⁽²¹⁾.

Se ha descrito en varios estudios que los cementos basados en resina poseen propiedades mecánicas superiores comparados con otros cementos disponibles en el mercado^(21,28,29).

En un estudio *in Vitro* se concluyó que existe una mayor fuerza de unión entre cementos orgánicos y dentina, cuando se compara con cemento fosfato y vidrio ionómero⁽²¹⁾.

En los estudios de Attar, Tam, McComb 2003 se encontraron valores de resistencia a la flexión más altos en los agentes de adhesión de resina comparados con otros medios cementantes como el fosfato de zinc, vidrio ionómero convencional y vidrio ionómero modificado con resina⁽²¹⁾.

En investigaciones de Ari 2003 ⁽³⁰⁾ se demostró que un cemento de resina de autopolimerización muestra valores de fuerzas adhesivas mayores comparados con cementos de resina de polimerización dual, cuando son sometidos a tracción en una maquina Instron.

Attar, Tam, McComb 2003 ⁽²¹⁾ establecieron que los agentes de adhesión basados en resina que polimerizan por un mecanismo dual, muestran la mejor combinación de propiedades mecánicas y físicas, además de obtener un valor de pH más alto. La foto polimerización de los cementos fue necesaria para maximizar la fuerza de adhesión y la rigidez. Esto conlleva a propiedades mecánicas disminuidas en situaciones clínicas donde la luz no alcance a llegar a todas las regiones del material ⁽²¹⁾.

Por otro lado Fonseca “et al” 2004 establecieron que los cementos de polimerización dual presentan fuerzas adhesivas similares a los cementos de autopolimerización, por lo tanto demuestran que aun con la restricción de la activación lumínica, aquellos materiales presentan un comportamiento similar a los cementos activados químicamente ⁽³¹⁾.

El-Mowafy, Rubo y el-Badrawy 1999 ⁽³²⁾ demostraron que la auto polimerización por sí sola es insuficiente en los cementos de polimerización dual para conseguir el máximo de dureza.

Debido a la sensibilidad de la técnica se necesita una acción meticulosa durante

el proceso de la cementación. Toda preparación del conducto protésico debe ser aséptica, libre de saliva y contaminación bacteriana y ser secada antes de la cementación del perno. El uso de aire de la jeringa triple es insuficiente para secar la región apical del conducto protésico, por lo tanto después de secar con aire se debe usar puntas de papel absorbente. El método actual para la cementación de pernos es fundamental para asegurar el correcto asentamiento en el conducto protésico del perno y el cemento. La longitud del conducto protésico debe ser medido con instrumento endodóntico para asegurar que el perno sea insertado a la misma longitud. Una vez insertado debe realizarse un control radiográfico del perno. La técnica de cementación incluye la localización del cemento sobre el perno y/o su localización en el conducto protésico con léntulo ⁽¹⁶⁾.

Ante estas evidencias en torno a la cementación de pernos en dientes tratado endodónticamente surge la necesidad de optimizar un método que permita asegurar en el tiempo la eficiencia y la indemnidad del mismo. Es por ello que en la vía de seleccionar un medio de cementación nos hemos impuesto evaluar los cementos orgánicos de auto y fotopolimerización.

Hipótesis.

Existen diferencias significativas entre los valores de resistencia a la tracción de pernos preformados de titanio cementados con resina de polimerización dual y aquellos cementados con resina de auto polimerización.

Objetivos.

Objetivo General:

- Comparar la resistencia a la tracción de un perno preformado de titanio cementado con resina de polimerización dual, con la de los cementados con resina de auto polimerización.

Objetivos Específicos:

- Determinar los valores de resistencia a la tracción de un perno preformado metálico cementado con resina de polimerización dual
- Determinar los valores de resistencia a la tracción de un perno preformado metálico cementado con resina de auto polimerización
- Analizar comparativamente los valores de resistencia a la tracción obtenidos para ambos grupos
- Describir el tipo de falla o fractura que se presenta al ejercer las fuerzas de tracción

Materiales y Métodos.

Un total de 22 premolares humanos de un conducto (2° premolares superiores; 1° y 2° premolares inferiores) y con foramen apical completo fueron seleccionados de un grupo de dientes recién extraídos por indicación ortodóntica almacenados en una solución de 0,02% de timol en agua destilada (foto 1) durante todo el procedimiento⁽³³⁾.



Foto 1. Medio de almacenamiento

La porción coronaria de los dientes fue removida a nivel del límite amelocementario, usando para ello disco de carburundum con refrigeración permanente mediante spray de agua (foto 2).



Foto 2. Remoción corona de los dientes

Los conductos radiculares se instrumentaron con limas endodónticas (lima K #15 al #40 Maillefer[®] Dentsply) a la longitud de trabajo, siendo 1mm menor que la longitud total del conducto, ésta última determinada cuando la lima endodóntica apareció por el ápice dentario ⁽³⁴⁾. Durante la instrumentación biomecánica se irrigaron regularmente con NaClO 5% por 30 segundos entre lima y lima.

Las raíces fueron embutidas en resina acrilina para su mejor manipulación como se muestra en la foto 3.



Foto 3. Bloque de resina acrílica

La preparación del conducto protésico se realizó con fresa largo[®] 1-2-3(Maillefer[®] Dentsply) a una longitud de 8 mm. La preparación final del conducto protésico se realizó con la fresa para lechos incluida en el kit, correspondiente con el diámetro del perno usado (1,1 mm) (foto 4). Luego se procedió a la cementación del perno preformado. Para ello la dentina del conducto fue grabada con ácido ortofosfórico en gel al 37% (Dentsply) por 15 segundos^(35,36). Se lavó la dentina grabada con agua usando una jeringa de 10 cc. por 30 segundos. El exceso de agua se eliminó aplicando aire con la jeringa triple y utilizando puntas de papel #40 (Maillefer[®] Dentsply) dejando la dentina semihúmeda⁽³⁶⁾.



Foto 4. Preparación del conducto protésico

Cada espécimen fue asignado al azar a grupo A o B. A los integrantes del grupo A (n=11) se les cementó el perno preformado Tenax[®] titanio (Coltene-Whaledent) (Foto 5) a una longitud de 8mm con ParaPost[®] Cement (Coltene-Whaledent) (foto 6), cemento de autopolimerización, previo acondicionamiento dentinario con el adhesivo incluido en el kit, siguiendo las instrucciones del fabricante. A los del Grupo B (n=11) se les cementó el mismo perno preformado y a la misma longitud de trabajo (8mm) con ParaCem[®](Coltene-Whaledent)(foto 7), cemento de resina de polimerización dual, previo acondicionamiento dentinario con el adhesivo incluido en el kit siguiendo las especificaciones técnicas de uso dadas por el fabricante .

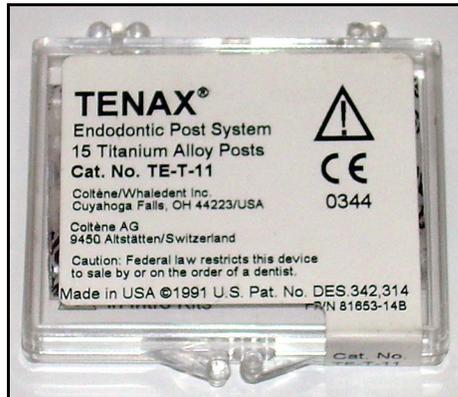


Foto 5. Perno preformado de titanio



Foto 6. Cemento de resina de autopolimerización



Foto 7. Cemento de resina de polimerización dual

El Cemento fue llevado al conducto mediante el uso de léntulo #30 (Maillefer® Dentsply). El perno fue cubierto completamente con una capa de cemento e insertado en el espacio preparado para ello de acuerdo a las instrucciones del fabricante. El exceso de cemento fue eliminado con microaplicadores. Se esperó que el cemento endureciera. El tiempo de fraguado para ParaPost® Cement es de tres minutos y en el caso de ParaCem® de 30 segundos por medio de la fotopolimerización a través de una lámpara 3M®.

Previo a la realización de la prueba de tracción las muestras fueron almacenadas en ambiente húmedo y a temperatura ambiente durante 48 horas.

Los pernos preformados fueron traccionados axialmente hasta su remoción utilizando una máquina de prueba universal Instron ^(37,38,39) a una velocidad de 1mm/minuto hasta que se produjo la falla (foto 8).



Foto 8. Prueba de tracción en maquina Instron.

Se observó el tipo de falla de cada grupo y la cantidad de fuerza en Newton a la

que se produjo la ruptura de la cementación.

Los datos fueron recopilados, registrados y ordenados, posteriormente analizados estadísticamente por medio del t-student, con el programa Stata 9.1[®]

Resultados.

Los valores de la resistencia a la tracción en Newton son presentados en la tabla I.

Tabla I. Valores de resistencia a la tracción para ambos grupos.

| n | Grupo A | Grupo B |
|----------|----------------|----------------|
| 1 | 320 | 164,33 |
| 2 | 232,83 | 600,16 |
| 3 | 235 | 411 |
| 4 | 160,33 | 372,16 |
| 5 | 132,5 | 261,33 |
| 6 | 207,5 | 620 |
| 7 | 503 | 560 |
| 8 | 87 | 290 |
| 9 | 83,5 | 208,33 |
| 10 | 180 | 265 |
| 11 | 194,33 | 218 |

Los valores de resistencia a la tracción más altos se registraron en el grupo B (cemento de polimerización dual) siendo el valor de 600,166 N. El valor más bajo dentro de este mismo grupo se registró en 164,330 N. El grupo A (cemento de autopolimerización) registró el valor más bajo siendo de 83,500 N. El valor más alto del grupo fue de 503 N.

Los valores promedios y desviaciones estándares de la resistencia a la tracción de

ambos grupos y los resultados estadísticos son presentados en la tabla II.

Tabla II. Análisis t-students.

| Variable | n | X ± DS | 95% intervalo de confiabilidad | |
|-------------------|----------|------------------|---------------------------------------|--------|
| auto | 11 | 212,36 ± 118,23 | 132,93 | 291,79 |
| dual | 11 | 360,93 ± 165,26 | 249,91 | 471,96 |
| diferencia | 11 | -148,57 ± 157,09 | -254,11 | -43,04 |

t= -3,13

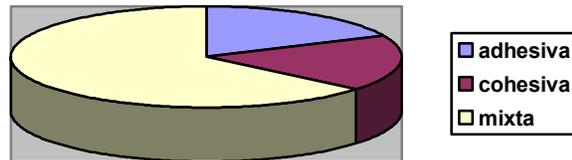
p= 0,0053

El grupo B muestra una resistencia a la tracción significativamente mayor que el grupo A.

En la aplicación del t students se detectó diferencias significativas entre ambos grupos con un valor de $P < 0,05$.

El tipo de falla para ambos grupos es presentada en el gráfico 1.

Gráfico 1. Tipo de falla en ambos grupos



El modo de falla para ambos grupos fue el mismo con un 64% de falla mixta, 18% falla adhesiva y 18% de falla cohesiva. La diferencia se registro en el grupo B donde el 18% fue asociado a fractura favorable a nivel cervical dentro del grupo de falla mixta.

Discusión.

Este estudio compara la resistencia a la tracción de un perno preformado de titanio cementado con dos tipos de cementos de resina que difieren en el modo de polimerización, uno de autopolimerización y otro de polimerización dual.

Estudios in Vitro han investigado varios factores y sus efectos en la retención de los pernos. Aquellos factores incluyen el diseño del poste, longitud, diámetro, medio de unión y preparación del conducto protésico ^(40,41). En el presente estudio se eligió un tipo de perno preformado. De este modo se eliminó de los grupos cualquier variación de tamaño y forma. Las variaciones de longitud fueron eliminadas cementando los pernos a una longitud de trabajo estandarizada entre los grupos, determinado previamente en 8 mm. La preparación del conducto protésico así como todo el método experimental fue realizado por un solo operador.

En trabajos de investigación in Vitro, en los que se pretende evaluar fuerzas adhesivas a dentina o a esmalte, el medio de almacenaje es fundamental, ya que el medio elegido para el almacenamiento puede afectar el grado de unión del cemento a la dentina ⁽³³⁾. Esta variable fue eliminada almacenando las muestras en un medio que no tiene efecto en las fuerzas adhesivas a la dentina ⁽³³⁾.

El uso de algunas soluciones desinfectantes o medicamentosas durante la preparación del conducto puede tener un efecto adverso en las fuerzas de

adhesión entre el perno y la dentina del canal radicular ^(39,42). En nuestro experimento ambos grupos se expusieron a la acción desinfectante del NaOCl al 5%, durante la endodoncia lo que disminuye el sesgo ya que ambos grupos estuvieron expuestos a la misma sustancia y en la misma concentración. Cabe recordar que esta solución desinfectante es la más usada en el tratamiento endodóntico ⁽¹⁾.

Otro de los factores que influyen la adhesión a dentina corresponden a variaciones en la estructura de ésta, tales como canales accesorios, áreas de reabsorción radicular, y cantidades variables de dentina secundaria ⁽⁴³⁾. Goracci et al. 2004 ⁽⁴⁴⁾ y Foxton et al. 2005 ⁽⁴⁵⁾ no encontraron diferencias en las fuerzas adhesivas de un cemento de resina a lo largo del conducto radicular, mientras que Gaston et al. 2001 ⁽⁴⁶⁾ demuestra que en el tercio apical se encuentran valores de adhesión más altos cuando se compara con otras porciones del canal radicular. En contraste, se ha observado en otros estudios una disminución en las fuerzas adhesivas en la región apical del canal radicular ^(47,48). Por lo anterior se desprende que no existe una claridad respecto al proceso de adhesión a la dentina del canal radicular y la importancia de su estudio. Para tratar de evitar de alguna manera estas diferencias en la composición dentinaria, se trabajó con dientes jóvenes (2º premolares superiores; 1º y 2º premolares inferiores) , con indicación de extracción ortodóntica.

Ari, Yasar, Belli 2003 ⁽³⁰⁾ establecieron en sus investigaciones que un cemento de resina de autopolimerización obtuvo valores de fuerzas adhesivas mayores comparados con cementos de resina de polimerización dual. Este producto que la luz puede ser transmitida por el conducto protésico y a través de la dentina sólo entre 5mm a 10mm, aproximadamente, y con una intensidad suficiente para inducir una polimerización adecuada. Este resultado se contrapone con el de nuestro experimento, pero no del todo. Los valores de resistencia fueron mayores en el grupo donde se utilizó un cemento de resina de polimerización dual comparado con el grupo donde se utilizó el cemento de resina de autopolimerización. La longitud del conducto protésico se desarrolló a 8 mm, longitud suficiente para que la intensidad lumínica provoque la polimerización de la porción fotoactiva del cemento. Esto sin embargo limita una posible longitud total del conducto protésico a 10 mm, longitud en muchos casos insuficiente para obtener una relación óptima entre el conducto protésico y la corona clínica.

Fonseca "et al" 2004 ⁽³¹⁾ demostraron que los cementos de polimerización dual presentan fuerzas adhesivas similares a los cementos de autopolimerización, por lo tanto establecieron que aún con la restricción de la activación lumínica, aquellos materiales presentan un comportamiento similar a los cementos activados químicamente. Esto por un lado refuerza nuestros resultados y comprueba que aún con una disminución en el paso de la luz el material

polimeriza.

La mayoría de los estudios que comparan cementos de autopolimerización con respecto a los de polimerización dual hacen referencia a distintas propiedades físicas y mecánicas, de acuerdo al modo de polimerización.

- Attar, Tam, McComb 2003 ⁽²¹⁾, por ejemplo, hacen referencia a una disminución significativa en la resistencia a la flexión y en el módulo de elasticidad cuando la fotoactivación se veía entorpecida.
- El-Mowafy, Rubo, el-Badrawy 1999 ⁽³²⁾ demostraron que la auto polimerización por sí sola es insuficiente en los cementos de polimerización dual para conseguir el máximo de dureza.

Las condiciones más usadas para probar la durabilidad de los cementos orgánicos son el almacenamiento por un periodo prolongado y el termociclado ⁽⁴⁹⁾. Estudios *in Vitro* establecen que la retención de los pernos disminuye significativamente después de 150 días sometidos a termociclado y a carga mecánica ^(50,51). El hecho de que la retención disminuya con el termociclado y la carga mecánica es consistente con resultados de estudios clínicos, que reportan pérdida de retención de los pernos después de un periodo de 2 a 3 años de función ^(52,53). Esta disminución en la retención puede ser explicada por fatiga de material, cambios en el módulo de elasticidad y deformación plástica

después del termociclado y la carga mecánica, que se traduce en la hidrólisis del cemento, microfiltración y el posterior desalojo del perno ⁽⁴¹⁾.

Las muestras de nuestro estudio no fueron sometidas a termociclado ni a carga mecánica. Los resultados obtenidos corresponden a valores de resistencia temprana y no tardía, que es lo que realmente sucede en la práctica. Puede que los resultados, así como el comportamiento en boca de los cementos utilizados no sea el mismo obtenido en nuestro estudio.

Nuestro trabajo consiste en un estudio *in Vitro* y los resultados son preliminares. Es cuestionable que los resultados obtenidos *in Vitro* sean reproducibles *in Vivo* debido a la sensibilidad de la técnica de los cementos de resina ⁽⁵⁴⁾. Es por esto que se requieren estudios más acabados donde se someta las muestras a condiciones lo más parecidas al medio bucal.

Si bien es cierto nuestro estudio revela resultados esperanzadores respecto a los cementos de resina de polimerización dual debe ser recordado que la fuerza adhesiva inmediata es una de las muchas propiedades que un cemento debe poseer y por lo tanto, el éxito clínico de un material puede ser determinado sólo por el análisis de todas las propiedades, físicas, químicas, mecánicas y biológicas, juntas.

Conclusiones.

De acuerdo a los resultados obtenidos en el presente trabajo, *in Vitro* podemos concluir que:

Existen diferencias significativas en la resistencia a la tracción cuando se cementa el perno preformado Tenax[®] con cemento de resina de polimerización dual ParaCem[®] comparado con la cementación del mismo perno con cemento de resina de autopolimerización ParaPost[®] Cement.

El cemento de polimerización dual ParaCem[®] presentó valores de resistencia a la tracción significativamente mas altos que ParaPost[®] Cement, cemento de autopolimerización.

Sugerencias.

En este estudio *in Vitro* se comparó la resistencia a la tracción de un perno preformado de titanio cementado con resina de polimerización dual, con la de los cementados con resina de auto polimerización. Sin embargo tal comparación sería mucho más válida si estuviera apoyado por experiencias *in vivo*.

Por otra parte la comparación se realizó de manera temprana, por lo que sería interesante la comparación de ambos cementos en forma tardía.

Se sugiere además la realización de trabajos similares pero con una muestra de mayor tamaño.

Por último, y como comparación, sería importante comparar los valores de resistencia a la tracción dados por el fabricante con los obtenidos por los operadores o usuarios.

Resumen.

Se realizó un estudio comparativo *in Vitro* con el fin de evaluar y comparar la resistencia a la tracción de un perno preformado de titanio cementado con resina de polimerización dual, con la de los cementados con resina de auto polimerización.

Para ello se seleccionaron 22 premolares de un grupo de dientes recién extraídos por indicación ortodóntica y con ápice cerrado, a los cuales se les realizó instrumentación biomecánica y preparación del conducto protésico.

La muestra se dividió en dos grupos (A y B), cada uno con 11 elementos.

Posteriormente se realizó la cementación del perno preformado. A los del grupo A se les cemento el perno con ParaPost[®] Cement, cemento de autopolimerización, siguiendo las indicaciones del fabricante y a los integrantes del grupo B se les cemento el mismo perno con ParaCem[®] cemento de polimerización dual, siguiendo las indicaciones del fabricante. Las muestras se almacenaron durante 48 horas previo a la prueba de tracción en una maquina de prueba universal Instron.

Se observó y registró el modo de falla y la fuerza necesaria para que se desalojara el perno.

Los resultados obtenidos (en Newton) de los grupos de prueba, se sometieron a un análisis estadístico, t students en el programa Stata 9.1[®] encontrándose

diferencias estadísticamente significativas a favor del cemento de resina de polimerización dual sobre el cemento de resina de autopolimerización.

Referencias Bibliográficas:

- ¹ Ali Erdemir "et al" Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. J Endod. 2004 Feb;30(2):113-16
- ² Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. J Am Dent Assoc. 2005 May;136(5):611-9. Review.
- ³ Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. J Endod. 1991 May;18(5):209-15.
- ⁴ Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod. 1992 Jul;18(7):332-5.
- ⁵ Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod. 2004 May;30(5):289-301
- ⁶ Shillingburg "et al". "Fundamentals of fixed prosthodontics." (3rd Ed) Quintessence Publishing Co Inc Chicago, 1997, p. 181-209.
- ⁷ Milot P, Stein Rs. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown desing. J Prosthet Dent. 1992;68:428-435
- ⁸ Christensen GJ. Post: necessary or unnecessary?. J Am Dent Assoc. 1996;127:1522-1524.

- ⁹ Milot P, Stein Rs. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown desing. J Prosthet Dent. 1992;68:428-435
- ¹⁰ Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. "Factors determining post selection: a literature review". J Prosthet Dent 90(6):556-62. Dec 2003
- ¹¹ Schwartz RS, Robbins JW. "Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review." J Endod. 30(5):289-301 May 2004
- ¹² Cheylan JM, Gonthier S, Degrange M. "In vitro push-out strength of seven luting agents to dentin". Int J Prosthodont. 15(4):365-70. Jul-Aug 2002
- ¹³ Holmes DC, Arnold AMD, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribucion in dentin. J Prosthet Dent 1996;75:140-47
- ¹⁴ Peroz "et al". Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. Quintessence Int. 2005 Oct;36(9):737-46. Review.
- ¹⁵ Abramovitz "et al". The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. J Endod. 2001 Apr;27(4):292-5.
- ¹⁶ Ricketts DN, Tait CM, Higgins AJ. Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. Br Dent J. 2005 May 14;198(9):533-41.
- ¹⁷ Wagnild G W, Mueller K I. restoration of the endodontically treated tooth. In Cohen S, Burns R C athways of the pulp. 7th edition, 1998 pags 698. London: Mosby

- ¹⁸ Kurer P F. Post and core: when to used them. Dent today 2001; 20: 86-89
- ¹⁹ Ingle J I, Bakland I. K Endodontics. London: Williams et Wikins, 4th Edition. 1994, pags 884
- ²⁰ Aquaviva S. F., Gauri SD. Factors Affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. Quintessence 2001 14;4:355-63
- ²¹ Nuray Attar, Laura E. Tam, Dorothy McComb. Mechanical And Physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent. 2003 Feb;89(2): 127-134
- ²² Diaz Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999;81:165-41
- ²³ Nikaido "et al". Bond strengths to endodontically-treated teeth. Am J Dent 1999;12:177-180
- ²⁴ Gaston "et al". Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodónica surfaces. J Endod 2001;27:321-324
- ²⁵ Mitchell CA, Orr JF. Comparison of conventional and resin-modified glass-ionomer luting cements in the retention of post-crowns by fatigue loading. J Oral Rehabil. 1998 Jun;25(6):472-8.
- ²⁶ Love RM, Purton DG. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. J Dent. 1998 Sep;26(7):599-602.

- ²⁷ Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:197-9.
- ²⁸ Duncan JP, Pameijer CH. "Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study". *J Prosthet Dent* 80:423-8. 1998
- ²⁹ el-Mowafy OM, Milenkovic M. "Retention of paraposts cemented with dentin-bonded resin cements". *Oper Dent*; 19:176-82. 1994
- ³⁰ Ari H, Yasar E, Belli S. "Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin". *J Endod.*;29(4):248-51. Apr 2003
- ³¹ Fonseca R.G " *et al*". Comparison of the tensile bond strengths of cast metal crowns luted with resin cements. *J Oral Rehabil.* 2004 Nov;31(11):1080-4.
- ³² El-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. "Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay". *Oper Dent* 24:38-44. 1999
- ³³ DeWald JP. "The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations". *Dent Mater* 13(2):74-81. Mar 1997
- ³⁴ Ali Erdemir "*et al*" Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod.* 2004 Feb;30(2):113-16
- ³⁵ Henostroza "et al" "Adhesión en odontología Restauradora" (20^a Ed.)Curitiba: Editora Maio, 2003. 454 páginas. Página 119.

- ³⁶ Varela "et al". "In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements". J Prosthet Dent.;89(2):146-53 Feb 2003
- ³⁷ Bolhuis "et al". "Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars." Int J Prosthodont.;17(5):571-6. Sep-Oct 2004
- ³⁸ Boone "et al" 3rd. "Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers." J Endod 27(12):768-71. Dec 2001
- ³⁹ Mayhew "et al". "Effect of root canal sealers and irrigation agents on retention of preformed posts luted with a resin cement". J Endod. 26(6):341-4. 2000 Jun
- ⁴⁰ Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Prosthet Dent 1999;81:380-5.
- ⁴¹ Li ZC, White SN. "Mechanical properties of dental luting cements". J Prosthet Dent 81:597-609. 1999
- ⁴² Schwartz RS, Fransman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. J Endod. 2005 Mar;31(3):151-65.
- ⁴³ Mjör IA "et al". The structure of dentine in the apical region of human teeth. Int Endod J. 2001 Jul;34(5):346-53.

- ⁴⁴ Goracci C, et al. (2004) The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strengths measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004 Aug;112(4):353-61.
- ⁴⁵ Foxton RM, "et al" Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil.* 2005 Feb;32(2):97-104.
- ⁴⁶ Gaston BA, West La, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodóntica surfaces. *J Endod* 2001;27:321-324
- ⁴⁷ Bouillaguet "et al". Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003 May;19(3):199-205.
- ⁴⁸ Mallmann "et al". Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Oper Dent.* 2005 Jul-Aug;30(4):500-6
- ⁴⁹ Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *J Prosthodont* 1993; 2:110-4.
- ⁵⁰ Rosin "et al". Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. *J Dent.* 2000 Nov;28(8):577-82.

⁵¹ Stegaroiu “et al”. Retention and failure mode after cyclic loading in two post and core systems. *J Prosthet Dent* 1996;75:506-11.

⁵² Mentink “et al”. Clinical performance of different post and core systems—results of a pilot study. *J Oral Rehabil* 1993;20:577-84.

⁵³ Hashimoto “et al”. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000 Jun;79(6):1385-91.

⁵⁴ Schmage “et al”. Various conditioning methods for root canals influencing the tensile strength of titanium posts. *J Oral Rehabil*. 2004 Sep;31(9):890-4.