

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DIENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE CON RETENEDORES INTRARRADICULARES
PREFABRICADOS EN FIBRA DE VIDRIO Y TITANIO CON DOS
DIÁMETROS DIFERENTES.**

**Dra. FRANCY BARBOSA DIAZ
Dra. SORAYDA LOPEZ AGUIRRE
Dra. LINA F. MUÑOZ CORDOBA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACION AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA
BOGOTA D.C
2005**

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DIENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE CON RETENEDORES INTRARRADICULARES
PREFABRICADOS EN FIBRA DE VIDRIO Y TITANIO CON DOS
DIÁMETROS DIFERENTES.**

**Dra. FRANCY BARBOSA DIAZ
Dra. SORAYDA LOPEZ A.
Dra. LINA F. MUÑOZ C.**

**Tesis de grado presentada como requisito parcial para optar el título de
prostodoncista.**

**Asesor Científico:
Dr. ANDRES FELIPE GUZMÁN
Magíster en materiales dentales, Especialista en Prostodoncia**

**Asesor Metodológico
Dra. CLAUDIA HURTADO ARANGO
Odontólogo Especialista en Seguridad Social en Salud**

**Asesor Estadístico:
Dra. MONICA PACHON R.
Estadística**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIAO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA
BOGOTA D.C.
2005**

Dedicamos a Dios este trabajo
Porque nos dio el soplo de vida
y la oportunidad de estar aquí.

A nuestros Padres, Familia (Esposo,
Hermanos e Hijo) porque sin su
Compresión y paciencia hubiera
sido imposible realizar nuestra
especialización.

A todas aquellas personas que con
su conocimiento y colaboración
han ayudado en la culminación de
este proyecto.

Gracias

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN

1. ASPECTOS TEÓRICOS	4
1.1. PROBLEMA	4
1.2. JUSTIFICACIÓN	5
1.3. PROPÓSITO	6
1.4. MARCO TEÓRICO	6
1.5. OBJETIVOS	23
1.5.1. Objetivo General	23
1.5.2. Objetivos específicos	23
2. ASPECTO METODOLOGICO	23
2.1. TIPO DE ESTUDIO	25
2.2. OBJETO DE ESTUDIO	25
2.3. GRUPO EXPERIMENTAL	25
2.4. MUESTREO	25
2.5. CRITERIO DE SELECCIÓN	26
2.5.1. Criterio Inclusión	26
2.5.2. Criterio Exclusión	26
2.6. VARIABLES	27
2.7. PROCEDIMIENTO	29
2.8. TABULACION Y ANALISIS DE DATOS	34
2.9. INSTRUMENTO	34

3. RESULTADOS	39
4. DISCUSIÓN	49
5. CONCLUSIONES	52
6. RECOMENDACIONES	53
BIBLIOGRAFIA	
ANEXOS	

1 ASPECTOS TEORICO – CIENTIFICOS

1.1 PROBLEMA

El porcentaje de fracturas radiculares causadas por los retenedores es considerable; este fenómeno se debe posiblemente a la incompatibilidad biológica de la dentina con los retenedores colados, por lo cual hace unos años se han introducido nuevas alternativas al mercado odontológico como son los retenedores prefabricados; los cuales presentan mayor compatibilidad biológica con la estructura dentinal, conservan mayor cantidad de tejido remanente dentario, generan menor tiempo de trabajo de consultorio y ayudan a soportar mejor las fuerzas que se generan en la cavidad oral, (Sedano 2001).

Aunque existen varios estudios que han analizado el desempeño de los retenedores prefabricados, no hay claridad sobre la resistencia que estos ofrecen a la fractura de acuerdo al diámetro utilizado, especialmente aquellos fabricados en fibra de vidrio (polímero) y titanio (metálico). Por lo que es necesario preguntarse ¿Cuál es el grado de resistencia a la fractura de dientes restaurados con retenedores intrarradiculares prefabricados de fibra de vidrio y titanio según su diámetro?

1.2 JUSTIFICACION

En muchas situaciones clínicas para aumentar la resistencia de un retenedor es necesario aumentar el diámetro pero esto podría generar un debilitamiento exagerado en las paredes dentinales de la porción radicular tanto en retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio como en titanio.

Este estudio es importante porque los retenedores prefabricados son una opción de tratamiento práctico, menos costoso y en algunos casos menos agresiva para los tejidos dentarios cuando se les compara con los retenedores colados.

Los retenedores prefabricados disponibles en el mercado ofrecen variaciones significativas en la resistencia a las fracturas siendo necesario establecer estas diferencias involucrando aspectos como el diámetro del retenedor, el material utilizado para su fabricación y la biocompatibilidad con los tejidos dentarios.

1.3 PROPÓSITO

Este estudio pretende evaluar la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente con retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio y titanio dependiendo de su diámetro.

1.4 MARCO TEÓRICO

El concepto de utilizar la raíz de un diente para la retención de una corona no es nuevo, en la antigüedad se utilizaron astillas de madera en los conductos de los dientes que fueron reemplazados por retenedores metálicos, con los cuales una corona de porcelana era asegurada por tornillos dentro del conducto radicular relleno con material de oro, esta técnica fue empleada por Black en el siglo XIX. En 1870 la corona Richmond fué introducida e incorporó un tubo en el conducto con una corona de retención en el tornillo, esta corona fue modificada un tiempo después para eliminar el tubo prefabricado que entraba en el canal; diseñando una pieza de retenedor y corona, no siendo trascendental por lo poco práctico, luego se diseñó una restauración de retenedor muñón por separado con una corona artificial sobre el muñón y la estructura dental remanente. La existencia de este tipo de reconstrucciones es mencionada desde el siglo XIX, en la cultura de los Shogun en Japón en donde se realizaban espigos de madera. (Morgaño y Brackett, 1999).

En los años 70" surgieron los retenedores metálicos prefabricados de diversas formas y longitudes para utilizarlos junto con amalgama de plata para realizar el muñón del diente a tratar. Hasta hace relativamente poco tiempo no habían existido requisitos estéticos para muñones o retenedores porque se usaban restauraciones de metal-porcelana o coronas cerámicas muy opacas. (Sedano Carlos ,2001)

Nuevos materiales más estéticos se han desarrollado en los últimos años para la fabricación de retenedores intrarradiculares. Estos materiales a pesar de que tienen un componente cerámico que le aumenta su fragilidad, tiene una translucidez similar a la estructura dentaria lo que mejora significativamente la capacidad estética de la restauración final. Además, se han agregado otros elementos para disminuir su fragilidad y aumentar la resistencia a la fractura. Estos núcleos son fabricados con fibras de carbón (fibras de vidrio) la cual es reforzada con resinas de naturaleza epóxica. Las ventajas de este sistema según los fabricantes son: El sistema de retenedor, muñón y adhesivo viene en un solo kit. Hay una mezcla homogénea y una unión micro mecánica y química entre todos los componentes del sistema y la dentina lo que mejora la resistencia a la fractura del diente. El retenedor de fibra de vidrio posee un módulo de elasticidad similar al de la dentina lo que reduce la concentración de fuerza entre el diente y el retenedor de fibra de vidrio a la fractura del diente. (Freedman G., 1994)

Lawrence, en 1999 en su revisión de literatura sobre los factores que afectan la retención de los diferentes sistemas de retenedores, encontró que según la situación clínica se presentan diferentes alternativas de tratamiento donde, se debe tener en cuenta, la longitud del retenedor, el diámetro del retenedor, el tipo y la forma intraradicular a utilizar, el agente cementante, tipo de cementación, la forma del canal radicular, la preparación del espacio intraradicular del diente y la ubicación del diente en el arco dental.

Hlmes y Col en 1999, estudiaron la influencia de la dimensión del retenedor sobre la distribución de fuerzas en la dentina radicular. Este estudio utilizó el método de elementos finitos para predecir la distribución de fuerzas sobre la dentina de una raíz restaurada con núcleo colado. Los núcleos fueron cargados en un ángulo de 45°. Ellos concluyeron que mínimas alteraciones en el diámetro de un retenedor produce un aumento insignificante en la cantidad de fuerzas comprensivas y tensionales sobre la dentina. Además, ellos encontraron que si la longitud del retenedor es disminuida, la cantidad de fuerzas tangenciales sobre la dentina aumenta.

John Silvers y William Johnson (Silvers y Johnson en 1992). Publicaron sobre el tamaño de un retenedor y este es dependiente de la amplitud radicular y la morfología del canal. En general el diámetro del retenedor no debe ser mayor de 1/3 de la amplitud radicular en su diámetro mas estrecho; adicionalmente el

retenedor debe estar circundado por mínimo un milímetro de dentina sana. Para restaurar un diente tratado endodónticamente, se debe tener en cuenta la cantidad de tejido dental remanente sano ya que de este depende su diagnóstico basado en la interpretación radiográfica y revisión clínica, componente dentogingival para dar un pronóstico y el plan de tratamiento a seguir. Dentro de los factores importantes a considerar tenemos la ubicación del diente en la arcada, ya que existen diferencias funcionales entre dientes anteriores y posteriores. En los dientes posteriores se indican restauraciones de cubrimiento cuspeado completo para obtener resistencia a la fractura y a su vez devolver su función. Pensando en esto, se debe considerar un material que proteja el tejido dental remanente, como núcleos prefabricados o colados o materiales plásticos, complementadores de muñones.

PREPARACION DEL CONDUCTO RADICULAR

El conocimiento del sistema de conductos radiculares es la clave del éxito clínico. Se habla de un sistema tridimensional. Los sistemas de conductos radiculares no solo son cilíndricos, sino que se pueden presentar en formas variables como lo son en formas de cintas, hojas y banderas. Pueden llegar a ser seis veces más anchos en dirección buco-lingual que en sentido mesio-distal. La excentricidad y las irregularidades son frecuentemente habituales. (Cohen y Burns, 1999)

La instrumentación del sistema de conductos radiculares tiene como objetivo específico limpiar los conductos de restos de tejido pulpar, bacterias y restos titulares neuróticos, y poder brindarles una forma que permita su relleno con material biológicamente inerte. (Beer y Baumann, 2000)

Existe un consenso de dejar 4 a 5 milímetros de la porción apical del espacio radicular para suministrar un adecuado selle apical, la longitud del retenedor esta relacionada con la longitud radicular y coronal. Adicionalmente son consideraciones importantes la altura del hueso alveolar que circunda la raíz y la morfología radicular. Se ha recomendado que-como mínimo el retenedor se deba extender a la mitad de la distancia en la que la raíz es soportada por el hueso. Por tal razón, la elección de la longitud del retenedor depende del análisis individual del diente a restaurar La longitud óptima de un retenedor es $\frac{3}{4}$ de la longitud radicular pero es importante realizarla sin comprometer el selle apical (Goodacre, 1995).

Para lograr una buena retención de la parte coronal que va a recibir una restauración protodóntica es conveniente utilizar el espacio del canal radicular adecuadamente. Para este fin se debe preparar el canal, solo lo necesario para fijar un retenedor o núcleo con fuerza y retención y que dé resistencia al tejido. El retenedor intrarradicular es una restauración que provee una subestructura para anclar una restauración final a la raíz y así devolver su función al diente, (Traberkt K, 1978)

La desobturación del conducto para crear el espacio para la posterior colocación del retenedor prefabricado se realiza con fresas Gates número dos (2) y tres (3). La preparación del conducto para recibir el retenedor prefabricado es: grabado ácido, con ácido fosfórico, al 35%, por 15 segundos, acondicionamiento adhesivo utilizando sistemas adhesivos de cuarta generación, prueba y colocación del retenedor dentro del conducto, cementación con un cemento resinoso de doble curado, y fotocurado al final de todo el procedimiento por 60 segundos. (Karna, 1996)

Los retenedores y núcleos usados en las restauraciones de dientes sin pulpa (tratados endodónticamente) deberán ser fuertes; en este estudio el umbral de falla de retenedores en fibra de carbono fue significativamente más bajo a comparación de retenedores preformados. La probabilidad de supervivencia de dientes sin pulpa está directamente relacionada con la cantidad y calidad del tejido dental remanente. Sin embargo, deberá removerse dentina durante la preparación del conducto para el retenedor y la consecuente reducción en la resistencia a la fractura puede superar cualquier posible ganancia. Se recomienda los retenedores prefabricados para dientes con poca estructura coronal remanente o para dientes unirradiculares con pequeño volumen coronal. En los últimos años, materiales de fibras de carbón han empezado a utilizarse para aplicaciones postodónticas. (Martinez, 1998).

Assif y Gorfil en 1994, reportaron que cuando los canales radiculares tratados, se restauraban con núcleos y retenedores, las fuerzas se concentraban en el tercio coronal de la raíz, especialmente en la interfase de materiales con diferente modulo de elasticidad.

Caputo y Standlee, en 1987 afirmaron que los retenedores son necesarios para permitir que el clínico reconstruya suficiente estructura dental para retener las restauraciones, algunos autores han enfatizado en la necesidad de utilizar retenedores fabricados con propiedades biomecánicas similares a la de los dientes.

Saupe y Col en 1996 compararon en un estudio in vitro la resistencia a la fractura entre núcleos adaptados a la anatomía intrarradicular y núcleos colocados sobre dentina reforzada con un cemento de dentina. El propósito de este estudio era reevaluar el efecto de reforzar una pared debilitada radicular con un cemento de resina fotoactivado y después cementar un núcleo. Con respecto al cementar un núcleo adaptado directamente sobre la pared radicular debilitada, todos los retenedores fueron cementados con cemento de resina, ellos encontraron una mayor resistencia a la fractura significativamente mayor para el grupo de los núcleos con paredes. Este estudio retrospectivo incluyó más de 6000 historias clínicas de pacientes atendidos por nueve odontólogos. Ellos concluyeron, que los núcleos prefabricados paralelos reconstruidos con amalgama y resina mostraron mayores índices de éxito

clínico. Además ellos encontraron que los núcleos colocados cónicos mostraron mayor índice de fracturas radiculares que aun los dientes sin refuerzo corono-radicular. Dientes que tenían un largo del retenedor mayor o igual al largo de la corona, mostraron un índice de éxito clínico mayor al 97%.

EFEECTO FERRULE

El éxito de un tratamiento de conductos bien elaborado consiste en un buen selle coronal, la protección de la estructura dental remanente, restauración de la función y una estética aceptable. Sin embargo una forma en la que fracasan los dientes que son restaurados con núcleos intraradiculares colados o prefabricados, es provocando una fractura radicular por una inadecuada distribución de las fuerzas. Es importante el diseño de la restauración tanto del retenedor como de la corona para prevenir este tipo de situaciones. El efecto protector o férula ocurre al resistir fuerzas nocivas a la estructura dentaria como el efecto de palanca. (Cohen y Burns, 1999)

El efecto ferrule aumenta la resistencia del diente a la fractura y debe tener un mínimo de altura de 1 a 2mm, debe ser paralelo al eje axial y rodear en su totalidad al diente. No debe invadir el espacio biológico. (Tjan y Whang, 1985)

Tjan y Whang en 1996 reportaron que es preferible dejar de 2 a 3mm de dentina vestibular para incrementar la resistencia a la fractura radicular ya que la dentina ha perdido elasticidad, incrementando su fragilidad por la perdida

de humedad producida por la terapia endodóntica, sumando las fuerzas vestibulo-linguales (Whang), las cuales se concentran en la lineal de terminación y a nivel del ápice. Por lo tanto, debe conservarse el espesor de la dentina en estas.

En 1990 Sorensen y Engelman sugieren que se debe preservar la mayor cantidad posible de estructura dentaria.

Sorensen y Martinoff en 1984 realizaron un estudio clínico en donde se evaluaron 1273 dientes, tratados endodónticamente para comparar el éxito clínico de seis métodos de estabilización corono-radicular, además determinaron el efecto de la longitud del retenedor y el índice del éxito clínico, reforzados con resina que para el grupo de los núcleos adaptados para las paredes radiculares. Además, ellos encontraron que si la pared radicular debilitada era reforzada con resina el uso o no del efecto ferrule no influía sobre la resistencia a la fractura de la raíz restaurada con un retenedor.

TIPOS DE RETENEDORES INTRARADICULARES

Retenedores según el material

- Metálicos: Titanio, acero, oro y paladio.
- Cerámicos: Leucita y circonio.

- Poliméricos: Fibra de vidrio, fibra de carbón, resinas epòxicas y acetálicas.
- Biológicos: Orgánicos en hueso de bovino. (Johnson. Mary 2000)

Sorensen y Engelman en 1990, reportaron que el factor clave en el umbral de falla fue la extensión coronal de la estructura del retenedor por encima de los márgenes de las coronas. El elevado módulo de elasticidad del titanio en comparación con la dentina puede atribuírsele las fracturas catastróficas. Varios estudios indicaron que cuando se conservaba estructura dental con retenedores agudizados (afilados) resultaban fracturas catastróficas.

Segùn la forma

- Cilíndricos
- Cónicos
- Combinados (Johnson, Mary 2000)

Sorensen y Engelman en 1990; evaluaron el efecto de la adaptación del retenedor en la resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente, ellos utilizaron núcleos colados sobre dientes recién extraídos los cuales fueron sometidos a una carga tangencial de 130 grados hasta producir fractura. Evaluaron cuatro tipos de adaptación del núcleo con respecto a las paredes dentinales de la raíz, ellos concluyeron que la máxima adaptación entre los núcleos cónicos colados y la dentina aumentaban la resistencia de la fractura del diente tratado endodónticamente. Sin embargo, núcleos colados

de lados paralelos mostraron menor frecuencia de fractura que núcleos cónicos.

Segùn la superficie

- Lisos
- Rugosos (Johnson, Mary 2000)

Ibrahim Nergiz y col en 1997, demostraron que el arenado aumenta la retención de los retenedores prefabricados en titanio. Los retenedores lisos mostraron la fuerza retentiva mas baja.

Sidoli y Col en 1997 realizaron una evaluación In Vitro de un sistema de retenedor de fibra de vidrio. Ellos compararon la resistencia a la fractura del retenedor de fibra de vidrio, retenedor de acero inoxidable, núcleo colado en oro y en diente sin ningún tipo de refuerzo. Los dientes restaurados con retenedor de fibra de vidrio mostraron una resistencia menor significativamente ($p < 0.001$) que los otros tres sistemas de retenedores. El grupo que mostró la mayor resistencia a la fractura de todos fue el grupo de los dientes que solo fueron tratados endodónticamente sin ningún tipo de retenedor intrarradicular.

Fredricksson y Col en 1991, evaluaron clínicamente un sistema de retenedores de fibra de vidrio de carbón. La muestra de este estudio comprendió un total de 236 dientes tratados endodónticamente durante un periodo de 1 año en 7

clínicas de odontólogos Suizos. De todos los dientes restaurados con retenedores de fibra de vidrio ninguno sufrió fractura ni del retenedor, ni del diente en el periodo de estudio en un año. De todos los dientes solo 2 tuvieron que ser extraídos no por causas relacionadas a la selección del tipo de retenedor. Este estudio también reveló que fracturas verticales ocurren más comúnmente cuando la preparación no es biselada. No hubo diferencias estadísticamente significativas en resistencia a la fractura radicular entre los tres sistemas de retenedores estudiados. Algo a enfatizar es que se usaron análogos plásticos en lugar de dientes naturales extraídos.

Arture M y col en 1998, tomaron 44 premolares recién extraídos y eran distribuidos al azar en dos grupos: el primer grupo se restauró con retenedores prefabricados en fibra de carbono y un reconstructor de muñones. El grupo dos se restauró con retenedores colados oro tipo III y corona. El tamaño y la forma de los retenedores eran idénticos en los dos grupos se aplicó una fuerza moderada al eje longitudinal del diente a 45°. En el resultado el umbral de fractura fue de 103.7 +- 53.1 kg; para el grupo I VS 202.7 +- 125.0kg para el grupo II (diferencia significativa $p=0.03$) en el grupo II.

Asidd y col; en 1993 compararon la resistencia a la fractura de dientes restaurados con núcleos prefabricados y varios diseños de retenedores y no detectaron ninguna diferencia significativa. Todas las muestras fueron restauradas con coronas completas, sometidos a una máquina prueba

universal (Instron). La fuerza se aplicó a 45° del eje longitudinal del diente, (simulando el ángulo de oclusión de las cúspides con el premolar opuesto) y la velocidad cruzada fué lenta (1cm/minuto) para todos los especímenes; se registraban ambas cargas pico a falla (resistencia a la fractura) y la falla del presente estudio. En este estudio se utilizaron 44 premolares de similar tamaño, todos recientemente extraídos de adolescentes que estaban recibiendo tratamiento de ortodoncia. Se colocaron en solución acuosa, formol 5% durante dos horas se limpiaron y se transfirieron en agua a 5° C y se almacenaron, el selle de canales fue con AH Plus (Dentsply) como sellante endodóntico y el estudio arrojó como conclusiones: se obtuvieron valores para umbral de fractura significativamente elevados en el grupo de núcleo y retenedor prefabricado. Los dientes restaurados con retenedores en fibra de carbono y núcleos en compuesto típicamente presentaron falla de la interfase retenedor/núcleo antes de que ocurriera fractura del diente. En contraste, los dientes restaurados con núcleos y retenedores prefabricados mostraron típicamente fractura del diente, aunque en respuesta a cargas que raramente se presentan in Vitro.

Akkayan y Col (2002), realizaron un estudio, comparando la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente con diferentes sistemas de retenedores de titanio, zirconio, fibra de vidrio, fibra de cuarzo, se le aplicó un ciclo de fuerza compresiva en una máquina universal, a 40 caninos recientemente extraídos que fueron previamente seleccionados. Se

estandarizo la longitud de los retenedores, con una similitud entre los diámetros. Se determinan las cargas a fractura así como el modo de fractura el cual se clasifico como favorable (podría permitir una restauración) o catastrófico (no-restaurables).

La mayor resistencia a la fractura se registró para los dientes con fibra de cuarzo a 91.20 Kg seguida por zirconio, fibra de vidrio y titanio a 789.1 Kg. 75.90 Kg y 66.95 Kg respectivamente.

Los dientes restaurados con retenedores de fibra de vidrio y cuarzo mostraron fracturas favorables ($p<001$); aquellos restaurados con retenedores de titanio y zirconio demostraron fracturas catastróficas.

Begum y col; en el 2002 revisaron la resistencia a la fractura de dientes tratados endodònticamente y restaurados con 4 diferentes sistemas de retenedores. Encontró en su estudio que la resistencia de retenedores de cuarzo tenían mayor resistencia a la fractura que los retenedores de titanio, fibra de vidrio y zirconio. Los sistemas de retenedore de titanio y zirconio presentaron fracturas irreparables, en contra de los sistemas de retenedores de fibra de vidrio y cuarzo que permitieron reparaciones consecutivas.

Un estudio reciente demostró la utilidad de los retenedores de titanio con retenedores de Zirconio o núcleos de compuestos cerámicos para la restauración de dientes no vitales con pérdida parcial de la corona clínica. Ambas opciones restaurativas presentaron características comparables a las

de los núcleos y retenedores modeladores. El propósito de esta investigación fué comparar núcleos directos en compuestos usados con retenedores de titanio o retenedores de zirconio para anclaje a núcleos cerámicos prensados al calor usado en combinación con retenedores de zirconio. Un núcleo fundido en aleación de oro tipo III comercialmente disponible sobre un retenedor de oro prefabricado se uso como control. Se tuvo especial cuidado en utilizar postes industrialmente modelados con idénticas geometrías y diámetros. Los parámetros elegidos para evaluación fueron la tasa de supervivencia, Resistencia a la fractura y modo de falla después de masticación simulada de restauraciones núcleo y retenedor. La hipótesis fue la de que podría no haber diferencia en la resistencia a la fractura de los cuatro grupos probados después de 1.2 millones de ciclos de carga termodinámica de fatiga. (Heydecke y col; 2002)

Assif y Gorfíl en el 2000, reportaron que cuando los canales radiculares tratados se restauran con núcleo y retenedores, las fuerzas se concentran en el tercio coronal de la raíz, especialmente en la interfase de materiales con diferente módulo de elasticidad, el diseño así como el material del retenedor afectan la resistencia a la fractura de dientes tratados endodònticamente. La resistencia y el modo de fractura de dientes tratados endodònticamente restaurados con sistemas de retenedores: zirconio, fibra de vidrio, fibra de cuarzo y titanio, se midió a través de una máquina de prueba universal. Cuarenta caninos maxilares almacenados en solución salina. Las coronas

fueron seccionadas a nivel límite amelo-cementario. Tratamiento convencional de conducto, condensación lateral, se estandarizaron los diámetros y la longitud de los dientes:

Retenedores de titanio: 1.60 mm. De diámetro

Retenedores fibra de cuarzo: 1.70 mm diámetro

Retenedores de fibra de vidrio: 1.50 mm de diámetro

Retenedores de zirconio : 1.70 mm. De diámetro

Todos los retenedores fueron cementados con cemento adhesivo de resina de Polimerización dual; reconstruidos coronalmente con una matriz. Los especímenes se afianzan en una máquina universal de prueba, se aplican fuerzas compresivas hasta que ocurra una fractura. Los resultados fueron: la mayor resistencia a la fractura se registró para los dientes Fibra de cuarzo: 1.20 Kg. Zirconio: 78.1 Kg., Fibra de vidrio: 75.9 Kg., Titanio: 66.9 Kg. Los módulos de elasticidad de los diferentes sistemas de retenedores utilizados deben tenerse en cuenta. Al elevado módulo de elasticidad del titanio, en comparación con la dentina puede atribuirse las fracturas. Los retenedores de fibra de cuarzo tienen menor módulo de elasticidad de 18-47 Gpa, similar a la dentina favorables patrones de fractura.

Sirimai y col; en 1999, en su estudio comparativo entre seis sistemas diferentes de retenedores intrarradiculares, que fueron sometidos a fuerzas verticales en incisivos anteriores superiores, concluyó que los sistemas colados, los de retenedores de titanio y los de fibra de resina producían

umbrales de fracaso significativamente mas altos que los de fibra de vidrio. Todos los fracasos involucraron fractura de los dientes. El sistema de retenedores de fibra de vidrio fue significativamente menos resistente a la fuerza que los otros sistemas y exhibió menos fracturas verticales de raíz.

Utter D. y col; en 1997 reportaron que los núcleos colados tienden a fallar dos veces más que los retenedores prefabricados, causando fracturas insalvables de la raíz tres veces más frecuentes. Se reportaron problemas con el adaptado del colado del metal a través del conducto radicular. Estos estudios tienden a reconfirmar las experiencias clínicas de muchos odontólogos. Cuando se colocan retenedores intrarradiculares en dientes que están restaurados con coronas o puentes, se debe estar seguro de evaluar la fuerza que estos materiales transmiten a la estructura remanente de la raíz. Mientras mayor sea la transmisión de fuerza mas alta será la probabilidad de falla en la restauración y fractura de la raíz. Los retenedores de metal prefabricados transmiten menos fuerza al diente, sin embargo el módulo de elasticidad del componente metálico es todavía mucho mayor que la dentina; la fuerza es conducida o dirigida al igual que un núcleo colado.

Cooney y Col; en 1995 también notaron que los retenedores agudizados o en pendiente producían fuerzas de cuña cerca de los ápices resultando en fractura radicular. Algunos autores han enfatizado en la necesidad de usar

retenedores prefabricados con propiedades biomecánicas similares a las de los dientes.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo general

Evaluar la resistencia a la fractura de dientes tratados endodónticamente, con retenedores intrarradiculares prefabricados en fibras de vidrio y titanio dependiendo de su diámetro.

1.5.2 Objetivos específicos

1. Determinar la resistencia a la fractura de retenedores intrarradiculares prefabricados en titanio, según su diámetro de 1.14mm y 1.50mm.
2. Determinar la resistencia a la fractura de los retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio según sus diámetros 1.10mm y 1.60mm
3. Comparar la resistencia a la fractura entre los retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio y titanio según el diámetro.
4. Determinar el sitio de fractura de los retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio y titanio de acuerdo a su diámetro.

1.6 HIPÓTESIS

1.6.1 Nula

No existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura en los dos tipos de retenedores intrarradiculares prefabricados según el diámetro.

1.6.2 Alternativa

Existen diferencias en la resistencia a la fractura en los dos tipos de retenedores intrarradiculares prefabricados según el diámetro.

2 ASPECTOS METODOLÒGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental Fase I

2.2 OBJETO DEL ESTUDIO

Resistencia a la fractura de dientes unirradiculares

2.3 GRUPO EXPERIMENTAL

60 Dientes unirradiculares

2.4 MUESTREO

Por aleatorizaciòn. Dividido en los siguientes grupos

Grupo A. constituido por 30 dientes restaurados con retenedores intrarradicales prefabricados en titanio, cementados con Para post; subdividido en:

Grupo A1. Constituido por 15 retenedores intrarradicales prefabricados en titanio con diámetro 1.14mm

Grupo A2. Constituido por 15 retenedores intrarradiculares prefabricados en titanio con diámetro 1.50mm

Grupo B. Constituido por 30 dientes restaurados con retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio, cementados con Para post; subdividido en:

Grupo B1. Constituido por 15 retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio con un diámetro de 1.10mm.

Grupo B2. Constituido por 15 retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio con diámetro de 1.60mm

2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Dientes premolares
- Dientes extraídos en un período no mayor a 4 meses antes del estudio.
- *Dientes con caries incipiente*
- Dientes con un solo conducto radicular

2.5.2 CRITERIOS DE EXCLUSION

- Dientes con dilaceraciones
- Dientes con fractura radicular

2.6 VARIABLES DE ESTUDIO

VARIABLE	DEFINICION	OPERACIONA LIZACION	ESCALA DE MEDICION	CATEGORI ZACION	INSTRUMENTO
DEPENDIENTE					
RESISTENCIA A LA FRACTURA	Máxima tensión para fracturar una estructura	Kilogramo / fuerza	Cuantitativa	Continua	Instrom
SITIO DE FRACTURA	Sitio del diente y/o retenedor donde se presenta la fractura	1/3 Cervical 1/3 Medio 1/3 Apical	Cualitativa	Nominal	Visual directa

VARIABLE	DEFINICION	CATEGORIZACION	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICION
INDEPENDIENTE				
TIPO DE RETENEDOR	Biomaterial utilizado en la fabricación del retenedor intrarradicular	Titanio (100%) Fibra de vidrio (100%)	Cualitativa	Nominal
DIÁMETRO DEL RETENEDOR	Distancia en milímetros del retenedor siguiendo un eje transversal	Titanio 1.14mm 1.50mm Fibra de vidrio 1.10mm 1.60mm	Cualitativa	Nominal

2.7 PROCEDIMIENTO

- **Prueba piloto**

Se utilizaron 2 dientes premolares unirradiculares recién extraídos recolectados en formalina al 10% hasta el momento de su utilización; luego se sumergieron en solución salina para limpiarlos y mantenerlos hidratados.

Se realizó el tratamiento de conducto utilizando técnica Crown Down con lima principal No. 30, se determinó la viabilidad del conducto con la lima K10 y sus posibles alteraciones morfológicas, se determinó la longitud del conducto y se inició la preparación biomecánica con un instrumento rotatorio con limas profile 0.06 y 0.04, irrigando con hipoclorito de Na al 5.25% y EDTA; se secó el conducto con conos de papel y se obturó con técnica lateral y vertical con sellador sealapex. Durante este procedimiento se realizó control radiográfico en el momento de la colocación de la lima principal corroborando la longitud del conducto; se realizó un segundo control radiográfico donde se verificó la obturación completa del conducto.

Luego se cortó los dientes perpendicular al eje longitudinal a 14mm del ápice con un disco de seguridad y se procedió a desobturar el conducto radicular con fresas del kit de los retenedores dejando selle apical de 4mm; se realizó el control radiográfico verificando la desobturación adecuada del conducto.

Se colocaron los retenedores intrarradiculares, uno de titanio con diámetro 1.14mm y uno en fibra de vidrio de 1.10mm, cementados con Luting (3M).

Posteriormente se prosiguió a la reconstrucción del muñón con Para-core en todos los grupos dejando 2mm de ferrule, y 1mm de diente expuesto, se realizó una línea de terminación en chamfer liviano de 1mm de espesor, y se cementaron unas coronas en metal base, con cemento Luting (3M) previamente enceradas sobre las preparaciones dentarias. Las coronas fueron realizadas con cera azul (Bego) por medio de técnica de adición y los márgenes fueron sellados con cera marrón (Bego), se hizo la morfología oclusal del premolar, y una cúspide plana para la ubicación de la punta del instrom.

Para la simulación del ligamento se utilizó una cera base delgada calibrada a 0.4mm. adosada a la raíz que fué reemplazada por polisulfuro de mercaptano, las muestras se montaron en cubos de acrílico de autopolimerización 3 x 3cm, perpendicular a la base del cubo con ayuda de un paralelómetro, los dientes se sumergieron en polisulfuro de mercaptano lo que simuló el ligamento periodontal. El espesor del polisulfuro de mercaptano se obtuvo sumergiendo la raíz del diente en el mercaptano recién preparado (treinta segundos después de terminada la mezcla) en una sola oportunidad.

las muestras se montaron en cubos de acrílico de autopolimerización 3 x 3cm, perpendicular a la base del cubo con ayuda de un paralelómetro, los dientes se sumergieron en polisulfuro de mercaptano lo que simuló el ligamento periodontal. El espesor del polisulfuro de mercaptano se obtuvo sumergiendo la raíz del diente en el mercaptano recién preparado (treinta segundos después de terminada la mezcla) en una sola oportunidad.

Las muestras se ensayaron en una máquina universal de prueba Instron, cada muestra se anguló a 45° con una fuerza continua y una velocidad constante hasta que la raíz o el retenedor intraradicular se fracturaron.

- **Fase experimental**

Se utilizó 60 dientes premolares superiores e inferiores unirradiculares recién extraídos, fueron recolectados en formalina al 10% hasta el momento de su utilización; luego se sumergieron en solución salina para limpiarlos y mantenerlos hidratados.

Se realizó el tratamiento de conducto utilizando técnica Crown Down con lima principal No. 30, se determinó la viabilidad del conducto con la lima K10 y sus posibles alteraciones morfológicas. Se determinó la longitud del conducto y se inició la preparación biomecánica con un instrumento rotatorio con limas profile 0.06 y 0.04, irrigando con hipoclorito de Na al 5.25% y EDTA, se secó el

conducto con conos de papel y se obturó con técnica lateral y vertical con sellador sealapex. Durante este procedimiento se realizó control radiográfico en el momento de la colocación de la lima principal corroborando la longitud del conducto; se realizó un segundo control radiográfico donde se verificó la obturación completa del conducto.

Luego se cortaron los dientes perpendicular al eje longitudinal a 14mm del ápice con un disco de seguridad y se procedió a desobturar el conducto radicular con fresas del kit de los retenedores intrarradiculares prefabricados de fibra de vidrio y titanio, dejando selle apical de 4mm; se realizó el control radiográfico verificando la desobturación adecuada del conducto.

Se colocaron los retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio y titanio con los respectivos diámetros, cementados con Luting (3M) y la muestra se dividió en 4 grupos:

Grupo A: constituido por 30 dientes restaurados con retenedores intrarradiculares prefabricados en titanio, cementados con Para post; subdividido en.

Grupo A1 constituidos por 15 retenedores intrarradiculares en titanio con diámetro 1.14mm.

Grupo A2 constituidos por 15 retenedores intrarradiculares prefabricados en titanio con diámetro 1.50mm.

Grupo B: constituido por 30 dientes con tratamiento de conducto cementado con Para-post.

Grupo B1 constituidos por 15 retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio con un diámetro de 1.10mm.

Grupo B2 constituidos por 15 retenedores intrarradiculares prefabricados en fibra de vidrio con diámetro de 1.60mm.

Posteriormente se reconstruyó el muñón con Para-core en todos los grupos dejando 1mm de ferrule y 1mm de diente expuesto, se realizó una línea de terminación en chamfer liviano de 1mm de espesor, cementando unas coronas en metal base, con cemento Luting (3M) previamente enceradas, sobre las preparaciones dentarias. Las coronas se realizaron con cera azul (Bego) por medio de técnica de adición y los márgenes fueron sellados con cera marrón (Bego), con la morfología oclusal del premolar, y una cúspide plana para la ubicación de la punta del instrom.

Para la simulación del ligamento se utilizó una cera base delgada calibrada a 0.4mm. adosada a la raíz que fue reemplazada por polisulfuro de mercaptano, las muestras se montaron en cubos de acrílico de autopolimerización 3 x 3cm, perpendicular a la base del cubo con ayuda de un paralelometro, los dientes se sumergieron en polisulfuro de mercaptano lo que simuló el ligamento periodontal. El espesor del polisulfuro de mercaptano se obtuvo sumergiendo

la raíz del diente en el mercaptano recién preparado (treinta segundos después de terminada la mezcla) en una sola oportunidad.

Las muestras se ensayaron en una máquina universal de prueba Instron cada muestra se anguló a 30° con una fuerza continua y una velocidad constante hasta que la raíz o el retenedor intrarradicular se fracturaron.

2.8 TABULACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

Los datos se tabularon en Excel versión 2003. Donde se calculó el promedio (X) y la desviación estándar d (S) de la resistencia en kg., y se realizó un ANOVA y se aplicó la prueba Chi-cuadrado para la variable sitio de fractura.

2.9 INSTRUMENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

Ficha técnica donde se registra:

Corresponden al tipo de retenedor intrarradicular prefabricado de acuerdo al diámetro elegido. Están constituidas por tres columnas: la primera el número de dientes, la segunda resistencia a la fractura y la tercera el sitio de fractura.

RETENEDORES INTRARRADICULARES PREFABRICADOS EN TITANIO

1.14mm

DIENTES	RESISTENCIA A LA FRACTURA (FX/ KG)	SITIO DE FRACTURA		
		CERVICAL.	MEDIO.	APICAL
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				

RETENEDORES INTRARRADICULARES PREFABRICADOS EN TITANIO

1.50mm

DIENTES	RESISTENCIA A LA FRACTURA (FX/ KG)	SITIO DE FRACTURA		
		CERVICAL.	MEDIO.	APICAL
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				

**RETENEDORES INTRARRADICULAES PREFABRICADOS EN FIBRA DE
VIDRIO DE 1.10mm**

DIENTES	RESISTENCIA A LA FRACTURA (FX/ KG)	SITIO DE FRACTURA		
		CERVICAL.	MEDIO.	APICAL
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				

**RETENEDORES INTRARRADICULARES PREFABRICADOS EN FIBRA DE
VIDRIO DE 1.60mm**

DIENTES	RESISTENCIA A LA FRACTURA (FX/ KG)	SITIO DE FRACTURA		
		CERVICAL.	MEDIO.	APICAL
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				

3 RESULTADOS

PRUEBA PILOTO

Transductor de 500Kg

POSTE	FUERZA MINIMA	FUERZA MAXIMA
FIBRA DE VIDRIO	54	103
TITANIO	260	343

Se encontró diferencias significativas entre los tipos de materiales y diámetros de acuerdo a la resistencia a la fractura ($p=0.000$) (Tabla 1).

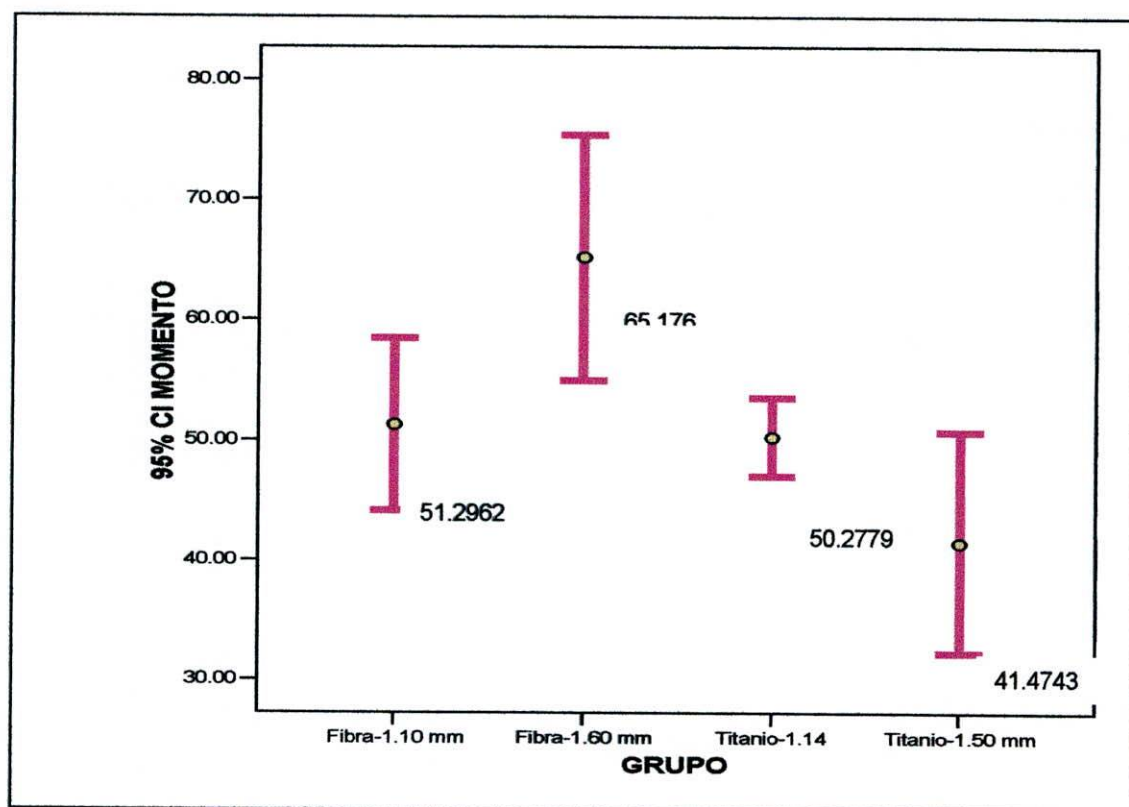
ANOVA

Tabla 1.RESISTENCIA

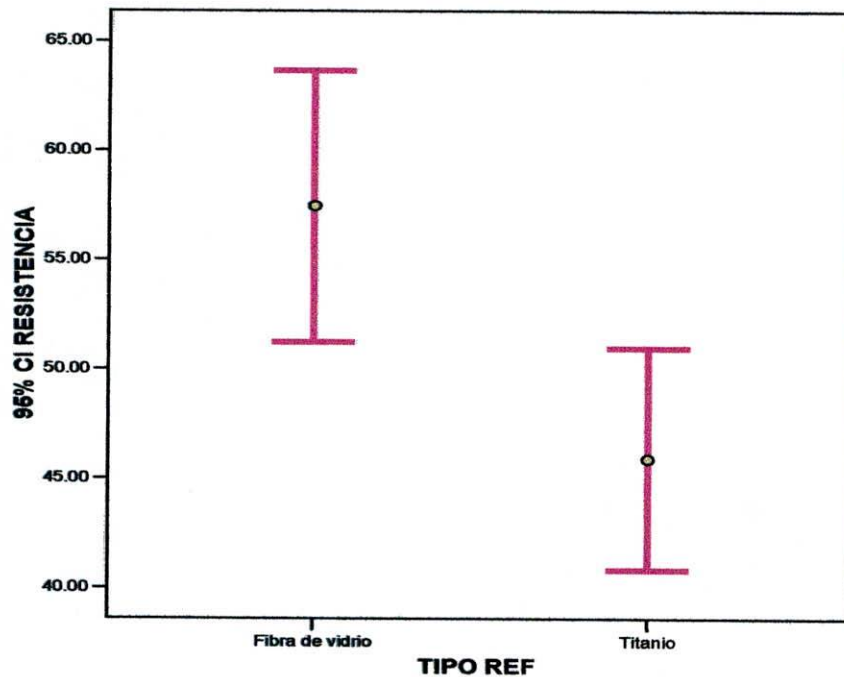
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	9182087,700	3	3060695,900	7,250	,000
Within Groups	20686859,470	49	422180,806		
Total	29868947,170	52			

La media $\pm$ el error estándar de la resistencia realizado con Fibra de vidrio de 1.60mm fue de 65.1767 ± 4.64356 significativamente mayor que el realizado con Fibra a 1.10mm de diámetro fue de 51.2962 ± 3.27953 significativamente mayor que el realizado con Titanio de 1.14mm fue de 50.2779 ± 1.50552 significativamente mayor que el realizado con Titanio de 1.50mm fue de 41.4743 ± 4.28204 . (Grafica 1).

Grafica 1.

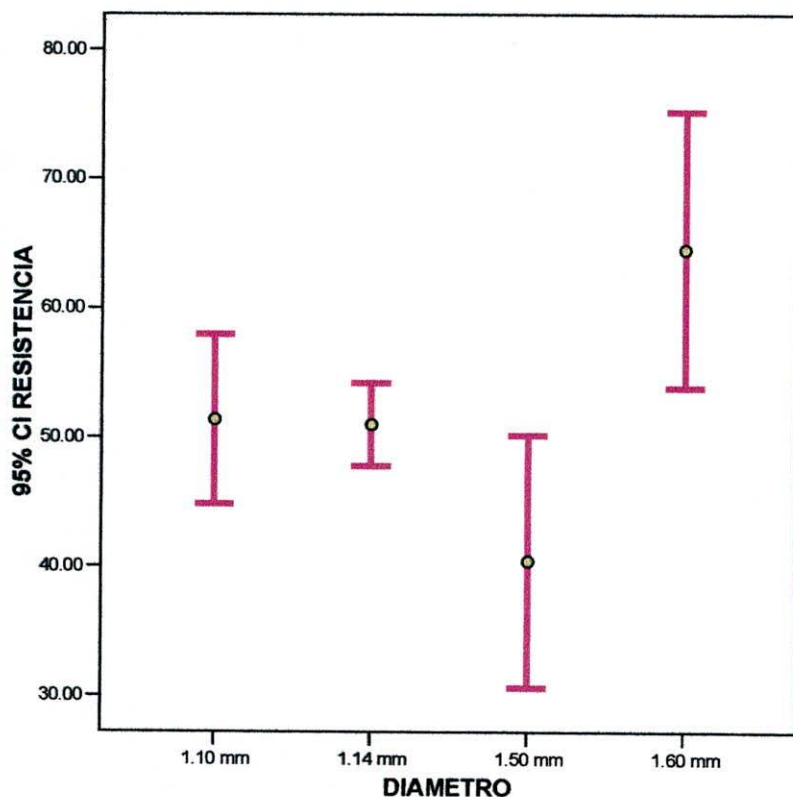


Grafica 2. Promedios de la resistencia a la fractura según el tipo de retenedor



La media + o – el error estándar de la resistencia realizado con un retenedor de diámetro 1.60 mm fue de 64,5417 + o - 4,83896 , la realizada con 1.50mm fue de 40,4246 + o - 4,48401, la de un diámetro de 1.14mm fue de 51,0007 + o - 1,48397 y la resistencia promedio de 1.10mm fue de 51,3907 + o - 3,03773 de diámetro. (Grafica 3, Anexo 5).

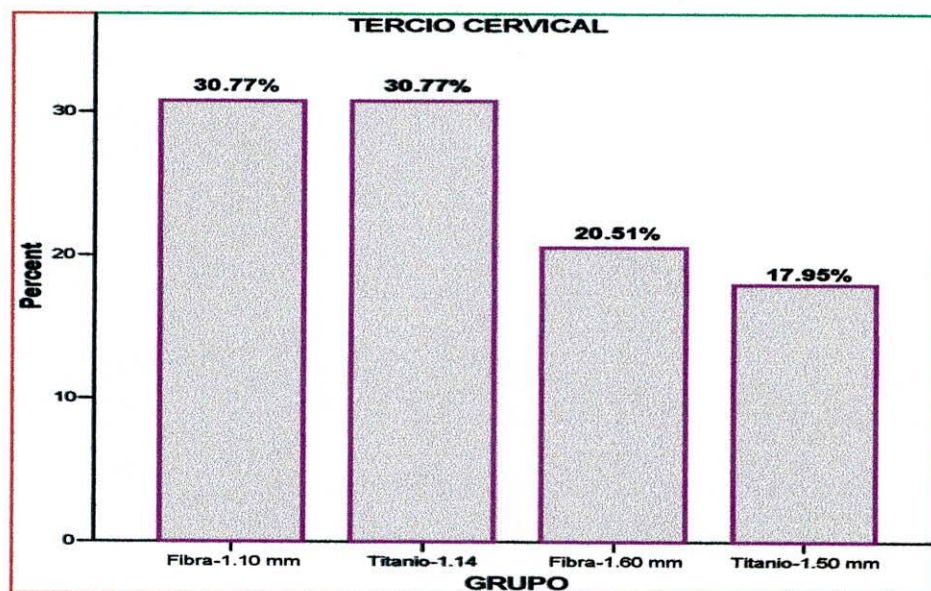
Grafica 3. Promedios de la resistencia a la fractura según el diámetro



El sitio de fractura más frecuente de los retenedores intrarradiculares prefabricados es en el tercio cervical (66.1%, 39), seguido del tercio medio (28.8%, 17) y tercio apical (5.1%, 3).

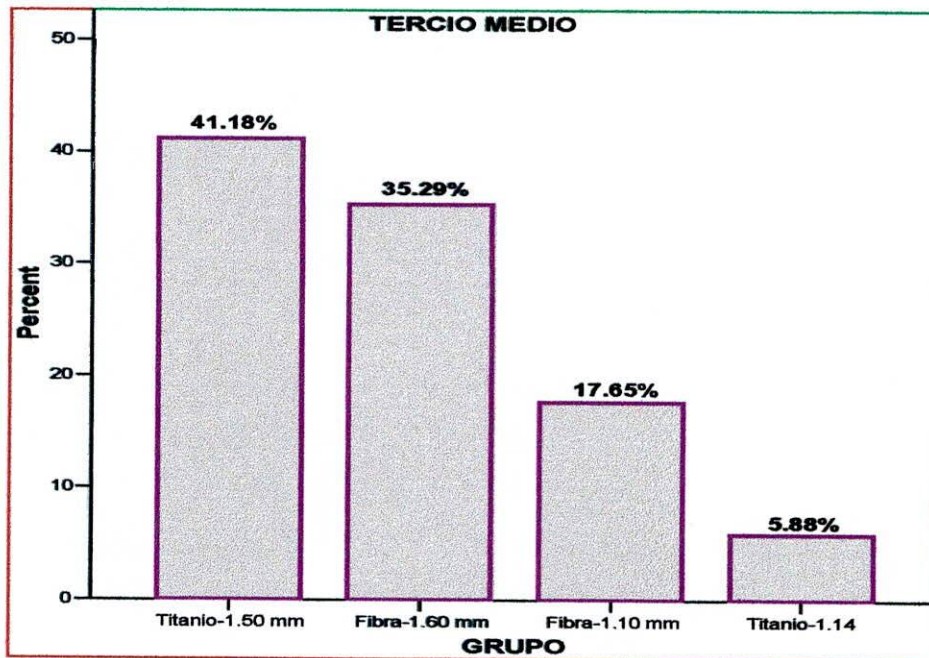
De las fracturas ocurridas en el tercio cervical, el 30.8% (12) ocurrieron con Fibra de Vidrio a 1.10 mm y Titanio a 1.14 mm respectivamente, 20.5%(8) con Fibra de Vidrio a 1.60 mm y 17.9% (7) ocurrieron con Titianio a 1.50 mm (Grafica 4, Anexo 6).

Grafica 4. Distribución de frecuencias de la fractura del tercio cervical según el tipo de retenedor y el tipo de cemento.



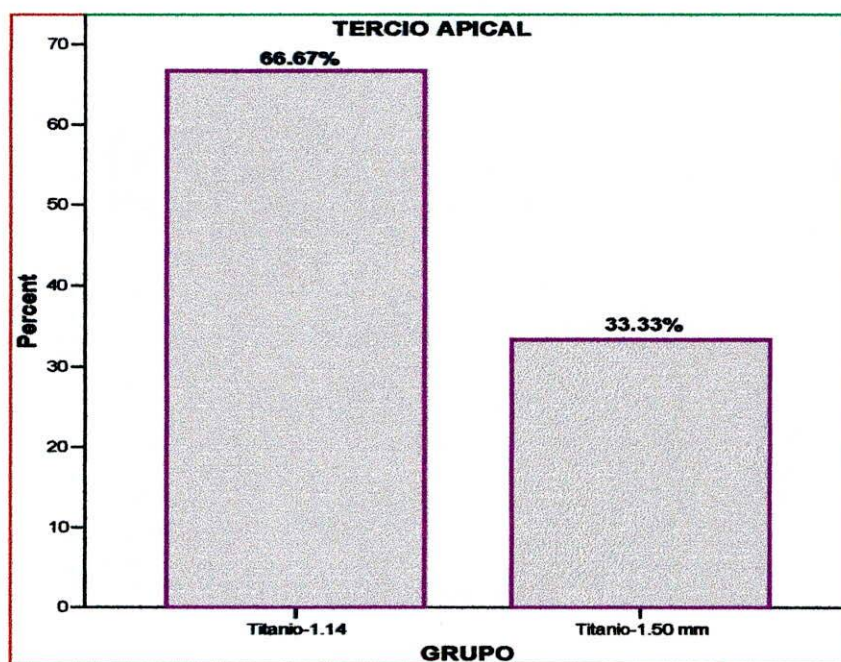
De las fracturas ocurridas en el tercio medio, el 41.2% (7) ocurrieron con Titianio a 1.50 mm, 35.3%(6) con Fibra de Vidrio a 1.60 mm , 17.6% (3) ocurrieron con Fibra de Vidrio a 1.10 mm y 5.9% (1) con Titanio a 1.14 mm (Grafica 5).

Grafica 5. Distribución de frecuencias de la fractura del tercio medio según el tipo de retenedor y según su diámetro.



De las fracturas ocurridas en el tercio apical, el 66.7% (2) ocurrieron con Titianio a 1.14 mm y 33.3%(1) con Titianio a 1.50 mm (Grafica 6).

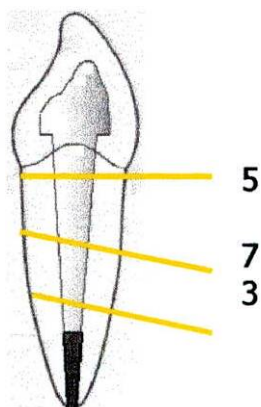
Grafica 6. . Distribución de frecuencias de la fractura del tercio apical según el tipo de retenedor y su diámetro.



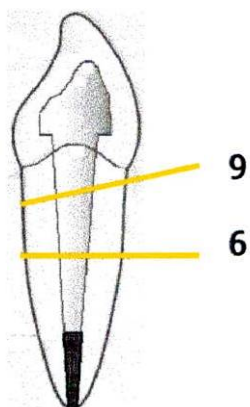
El sitio de fractura más frecuente de los retenedores intrarradiculares prefabricados es en el tercio cervical (66.1%, 39), seguido del tercio medio (28.8%, 17) y tercio apical (5.1%, 3).

SITIO DE FRACTURA SEGÚN EL DIAMETRO

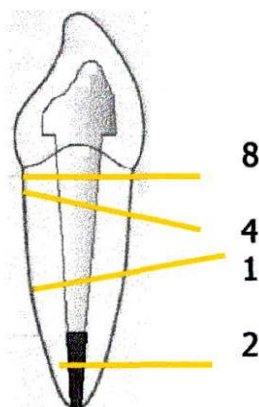
Retenedor
en Fibra de
Vidrio 1.10mm



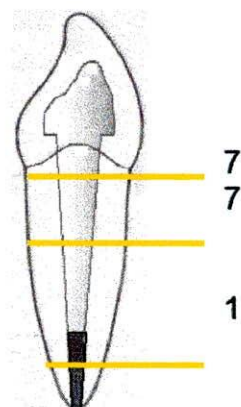
Retenedor
en Fibra de
Vidrio 1.60mm



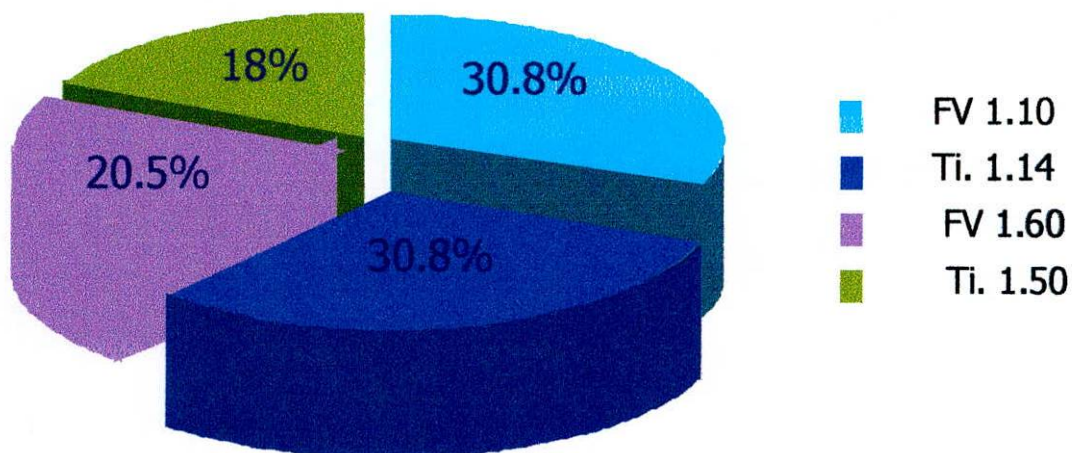
Retenedor
en Titanio
1.14mm



Retenedor en
Titanio 1.50mm

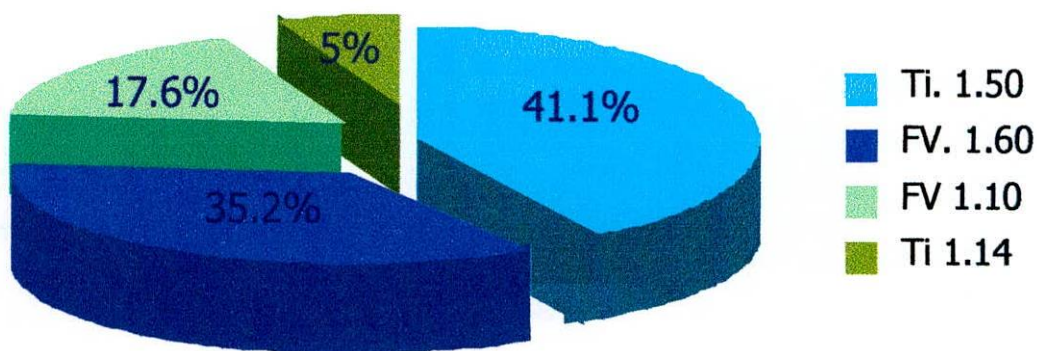


FRECUENCIA DE FRACTURA EN EL TERCIO CERVICAL



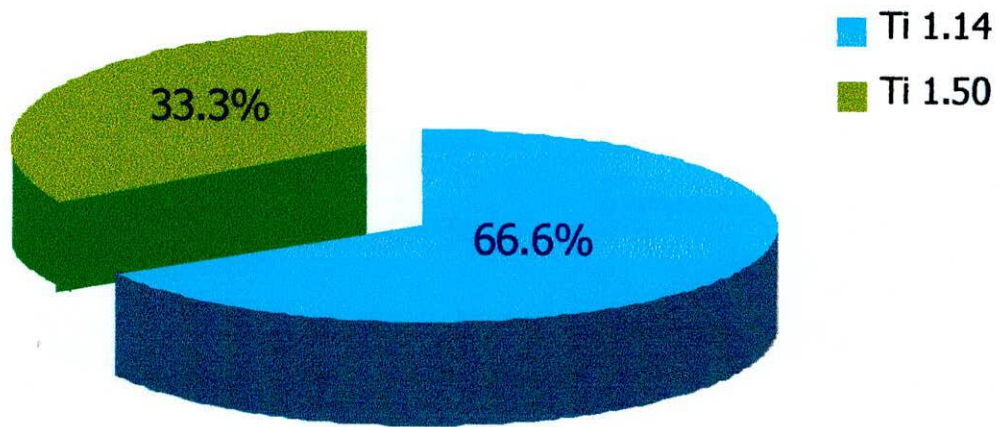
De las fracturas ocurridas en el tercio cervical, el 30.8% (12) ocurrieron con Fibra de Vidrio a 1.10 mm y Titanio a 1.14 mm respectivamente, 20.5%(8) con Fibra de Vidrio a 1.60 mm y 17.9% (7) ocurrieron con Titianio a 1.50 mm.

FRECUENCIA DE FRACTURA EN EL TERCIO MEDIO



De las fracturas ocurridas en el tercio medio, el 41.2% (7) ocurrieron con Titianio a 1.50 mm, 35.3%(6) con Fibra de Vidrio a 1.60 mm , 17.6% (3) ocurrieron con Fibra de Vidrio a 1.10 mm y 5.9% (1) con Titanio a 1.14 mm

FRECUENCIA DE FRACTURA EN EL TERCIO APICAL



De las fracturas ocurridas en el tercio apical, el 66.7% (2) ocurrieron con Titianio a 1.14 mm y 33.3%(1) con Titanio a 1.50 mm

4. DISCUSION

Los retenedores intrarradiculares en Fibra de vidrio de 1.60mm presentaron mayor resistencia a la fractura, debido a:

- **AFINIDAD QUÍMICA:** que hay entre el agente cementante, el retenedor y el material restructor.

FREDRIKSSON, 1998. Asegura que para obtener un óptimo resultado en cuanto a la resistencia a la fractura, el material del retenedor debe tener propiedades físicas y químicas similares a la dentina, tener la capacidad de adherirse a la estructura dentaria y ser resiliente para producir poco estrés sobre la estructura dentaria remanente.

MARTELLI, 2002. Coincide con Fredriksson y agrega que el uso de retenedores intrarradiculares en fibra de vidrio permite la adhesión a la dentina remanente, creando junto con el agente cementante y el material restructor un solo bloque distribuyendo las fuerzas masticatorias a lo largo del eje longitudinal del diente.

- MÓDULO DE ELASTICIDAD: muy cercano al de la dentina.

DEAN, 1996. Concluyó que con la llegada de materiales como fibra de vidrio, se ha encontrado una disminución en el porcentaje de fracturas radiculares debido a que el módulo de elasticidad de estos materiales es muy similar a la de la dentina.

MAGALHAES, 2000. En un estudio "in Vitro" de los retenedores intrarradiculares en fibra de vidrio encontró, que el potencial de fracturas de la raíz se disminuyó considerablemente debido a que el módulo de elasticidad de estos era semejante a la dentina y como consecuencia de ello se disminuían las tensiones dentro del canal radicular.

Los retenedores intrarradiculares en Titanio de 1.14mm presentaron mayor resistencia a la fractura.

DEUTSCHY, 1995. En su estudio de retenedores intrarradiculares metálicos concluye que el riesgo de fractura aumenta 6 veces por cada milímetro que aumente el diámetro del retenedor.

El sitio de mayor incidencia a la fractura se presento en el tercio cervical

LU - ZHI – YUE, 2003 Y ASSIF y GORFIL, 1994. Reportaron que cuando se restauran dientes tratados endodónticamente con retenedores intrarradiculares colados o prefabricados, las fuerzas se concentraban en el tercio cervical y/o radicular de la raíz especialmente con materiales de diferente módulo de elasticidad.

5. CONCLUSIONES

1. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tipos de retenedores intrarradiculares y sus diámetros.
2. El grupo de los retenedores intrarradiculares en fibra de vidrio con un diámetro de 1.60mm presenta mayor grado de resistencia a la fractura
3. El grupo de los retenedores intrarradiculares en titanio con diámetro de 1.14mm, presento mayor grado de resistencia a la fractura.
4. Los sitios con mayor incidencia de fractura se presentaron en el tercio cervical de la raíz (66.1%) seguido por el tercio medio apical (28.8%) y por ultimo el tercio apical (5.1%).
5. El único retenedor intrarradicular que no presento ninguna fractura a nivel apical fue el de Fibra de Vidrio.

6. RECOMENDACIONES

Se recomienda para la realización de posteriores estudios el uso de cargas cíclicas en la muestra para buscar mayor similitud con las fuerzas ejercidas en cavidad oral. De igual manera se recomienda realizar nuevas investigaciones donde la muestra sea sometida a debilitamiento radicular.

BIBLIOGRAFIA

1. Sorensen JA, Martinoff IF: Clinically significant factors in dowel design. J prosthet dent, 52,1984,28-35
2. Sorensen JA, Martinoff JT Intracoronal Reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth journal prosthet dent 1984 51 780-784
3. Martinez Isua y Col. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. The Journal of prosthetic dentistry. November 1998 Vol. 80 Number 5
4. Sorensen JA, Engelman MI: Ferule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J prosthet dent; 63,1990,259-536
5. Fredriksson M, Astback, Pmenius M, Arvidson K.A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. Jprosthet dent; 80,1991, 81k51-7
6. Sonrense, Engelman. Effect to the resist of teeth treated endo en la adaptacion de un poste o falso muñon. Book of year en protodoncia 1991-1992:25-36
7. Goodacre, Spolnik. The Prosthodontic Management of endodontically treated teeth: A literature concepts. Journal of prosthodontic Dec. 1994,3(4)243-250
8. Goodacre. Spolnik. The prosthodontic Management a literature review part II. Maintoring the apical seal journal of prosthodontic March 1995 4 (1)51-53
9. Mary E. Johnson. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. Oral surg med, oral pathol radiol, endod 2000;90:360
10. Begum akkayan. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. The journal of prosthodontic dentistry. April 2002 Vol 87 N 4

11. Trope M. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endodontically. Dent Traumatol 1985;1;108-112
12. Yaman T. Effect of core material stress distribution of post. J. Prosthet Dent 1992; 68: 416-420
13. Granados J. Root fracture of premolar with prefabricated post due tooth compressive forceps. 2000; 20-40: 29-33`.
14. Utter D y col. The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal post. JADA, august 1997 vol. 128; 1123-1127
15. Sirimai S y col. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and core systems. J. Pros Dent 1999; March vol. 81 No.3
16. Lawrence W. factors affecting retention of post systems: a literature review. J. Pros Dent; april 1999, vol. 81, No. 4
17. Begum Akkayan y col. Resistance to fracture of endodontically treated teeted restored with different post systems. The Journal of prosthetic Dentistry. April 2002. vol.87 No. 4
18. Arture M, Santana y col. Comparison of the fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core o r carbon-fiber post with a composite core. The Journal of Prosthetic Dentistry, noviembre 1998; 527-531
19. Ibrahim Nergiz y col. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. The Journal of Prosthetic Dentistry. Noviembre 1997; 451-457
20. Francesca Monticelli y col. Clinical behaviour of trahslucent-fiber post: a 2-year prospective study. 2003; 16; 6, 593-595.
21. Cohen, s; Burns, R. Vias de la pulpa. Septima ediciòn. Capitulo No. 8. 1999. editorial Harcourt, S.A.
22. Beer, R; Baumann, M; Kim, S. Atlas de Endodoncia. 2000. editorial Masson S.A.

23. Kama Jon C. A fiber composite laminate endodontic post and core. American Journal of Dentistry. 9 (5): 230-232; oct 1996
24. TraberKt K. y col. Tooth fracture- A comparison of endodontic and restorative treatments. J. Endod 1978; 4: 341-5
25. Assif D, Gorfil C. biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J. Prosthet Dent 1994; 71:565-7
26. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence publishing Co. 1987; 185-203
27. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. J Prosthet Dent 1986; 55: 540-6
28. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber based post and core system. J Prosthet Dent 1997; 78: 5-9
29. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. J Prosthet Dent 2001; 85: 558-67
30. Guido Heydecke y col. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. The Journal of Prosthetic Dentistry. Volumen 87, número 4, april 2002
31. Trope M, Rosenberg E. multidisciplinary approach to the repair of vertically fractured teeth. J Endod 1992; 18: 460-3
32. Huang Tj, Schilder H, Nathanson D. effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. J Endod 1992; 18: 209-15
33. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. Int J Prosthodont 2001; 14: 58-64
34. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990; 64: 419-24

35. Akkayan B, Caniklioglu B. resistance to fracture of crowned teeth restored with different post systems. J Prosthodont Rest Dent 1998; 6: 13-8
36. Sedano C. Alternativas estéticas de retenedores endodònticos en dientes anteriores. Carlos Revista ADML VIII (3):108-113
37. Freedman G; Novak IM, Serota KS, Glassman GD. Intrarradicular rehabilitation: A clinical approach. Practical Periodont Aesthet Dent 1994; 6(5):33-39

ANEXOS

Anexo 1. Prueba Kolmogorov-Smirnov para la variable Resistencia.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

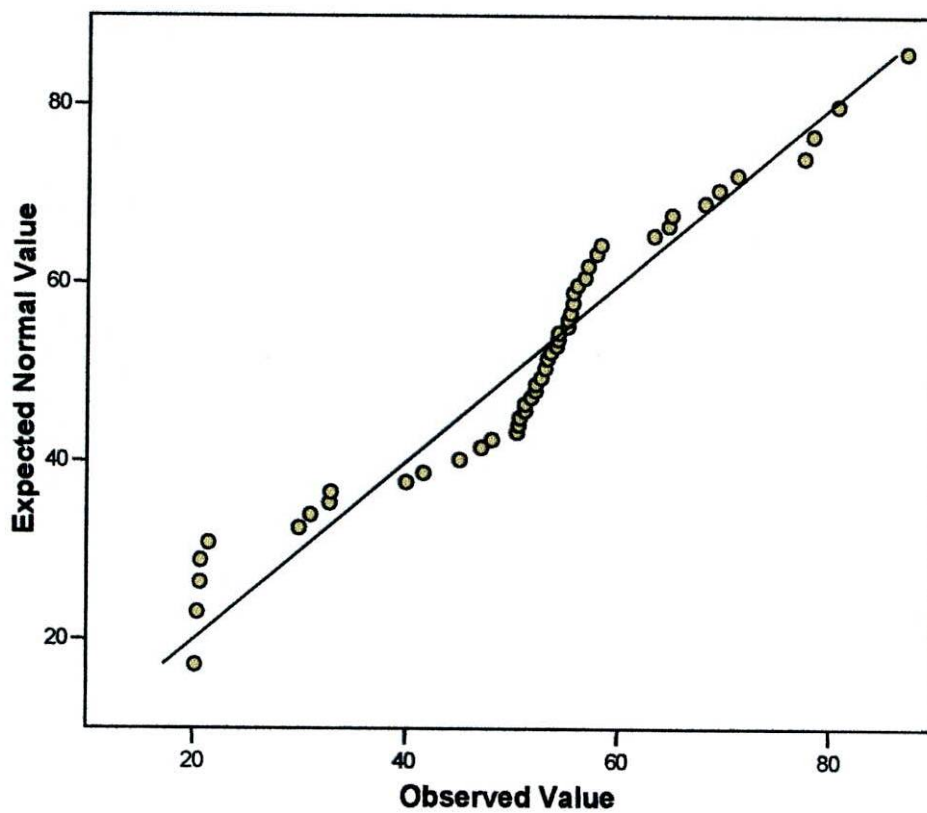
		RESISTENCIA
N		53
Normal Parameters(a,b)	Mean	51,5755
	Std. Deviation	15,15732
Most Extreme Differences	Absolute	,185
	Positive	,142
	Negative	-,185
Kolmogorov-Smirnov Z		1,349
Asymp. Sig. (2-tailed)		,531

a Test distribution is Normal.

b Calculated from data.

Anexo 2. Grafico de Normalidad Q-Q de la variable

Normal Q-Q Plot of RESISTENCIA



Resistencia.

Anexo 3. Medidas descriptivas de la Resistencia según el grupo.

	GRUPO		Statistic	Std. Error
MOMENTO	Fibra-1.10 mm	Mean	51,2962	3,27953
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 44,1507	
			Upper Bound 58,4416	
		5% Trimmed Mean	52,2141	
		Median	54,2500	
		Variance	139,819	
		Std. Deviation	11,82452	
		Minimum	21,45	
		Maximum	64,62	
		Range	43,17	
		Interquartile Range	6,97	
		Skewness	-1,680	,616
		Kurtosis	2,886	1,191
	Fibra-1.60 mm	Mean	65,1767	4,64356
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 54,9563	
			Upper Bound 75,3971	
		5% Trimmed Mean	65,8630	
		Median	68,6500	
		Variance	258,751	
		Std. Deviation	16,08575	
		Minimum	31,00	
		Maximum	87,00	
		Range	56,00	
		Interquartile Range	24,75	
		Skewness	-,802	,637
		Kurtosis	,304	1,232
	Titanio-1.14	Mean	50,2779	1,50552
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 47,0254	
			Upper Bound 53,5303	
		5% Trimmed Mean	50,4087	
		Median	51,4100	
		Variance	31,732	
		Std. Deviation	5,63314	
		Minimum	40,00	
		Maximum	58,20	
		Range	18,20	
		Interquartile Range	10,61	
		Skewness	-,481	,597
		Kurtosis	-,725	1,154

Titanio-1.50 mm	Mean		41,4743	4,28204
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	32,2235	
		Upper Bound	50,7251	
	5% Trimmed Mean		41,7937	
	Median		53,0000	
	Variance		256,702	
	Std. Deviation		16,02192	
	Minimum		20,20	
	Maximum		57,00	
	Range		36,80	
	Interquartile Range		33,74	
	Skewness		-,457	
	Kurtosis		-1,902	
				1,154

Anexo 4. Tablas de ANOVA

Tabla de ANOVA de la variable Resistencia respecto a los tipos de poste.

ANOVA

RESISTENCIA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1767,525	1	1767,525	8,856	,004
Within Groups	10179,189	51	199,592		
Total	11946,714	52			

Tabla de ANOVA de la variable Resistencia respecto a los diametros.

ANOVA

RESISTENCIA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	3639,010	3	1213,003	7,154	,000
Within Groups	8307,703	49	169,545		
Total	11946,714	52			

Anexo 5.

Medidas descriptivas de la resistencia según el tipo de retenedor

Descriptives

	TIPO REF		Statistic	Std. Error
RESISTENCIA	Fibra de vidrio	Mean	57,4604	3,00968
		95% Confidence Interval for Mean	51,2618	
		Lower Bound	63,6589	
		Upper Bound		
		5% Trimmed Mean	57,7808	
		Median	55,4850	
		Variance	235,513	
		Std. Deviation	15,34643	
		Minimum	21,45	
		Maximum	87,00	
		Range	65,55	
		Interquartile Range	17,86	
		Skewness	-,281	
		Kurtosis	,313	
	Titanio	Mean	45,9085	2,47246
		95% Confidence Interval for Mean	40,8263	
		Lower Bound	50,9907	
		Upper Bound		
		5% Trimmed Mean	46,6683	
		Median	52,1000	
		Variance	165,053	
		Std. Deviation	12,84728	
		Minimum	20,20	
		Maximum	58,20	
		Range	38,00	
		Interquartile Range	15,12	
		Skewness	-1,194	
		Kurtosis	-,042	

Medidas descriptivas de la resistencia según el tipo de diámetro **Descriptives**

	DIAMETRO		Statistic	Std. Error
RESISTENCIA	1.10 mm	Mean	51,3907	3,03773
		95% Confidence Interval for Mean	44,8281	
		Lower Bound		
		Upper Bound	57,9533	
		5% Trimmed Mean	52,3191	
		Median	53,7250	
		Variance	129,189	
		Std. Deviation	11,36614	
		Minimum	21,45	
		Maximum	64,62	
		Range	43,17	
		Interquartile Range	6,74	
		Skewness	-1,752	
		Kurtosis	3,322	
				,597
	1.14 mm	Mean	51,0007	1,48397
		95% Confidence Interval for Mean	47,7948	
		Lower Bound		
		Upper Bound	54,2066	
		5% Trimmed Mean	51,2119	
		Median	51,9000	
		Variance	30,830	
		Std. Deviation	5,55251	
		Minimum	40,00	
		Maximum	58,20	
		Range	18,20	
		Interquartile Range	8,36	
		Skewness	-,824	
		Kurtosis	-,146	
				1,154
	1.50 mm	Mean	40,4246	4,48401
		95% Confidence Interval for Mean	30,6548	
		Lower Bound		
		Upper Bound	50,1944	
		5% Trimmed Mean	40,6274	
		Median	53,0000	
		Variance	261,383	
		Std. Deviation	16,16734	
		Minimum	20,20	
		Maximum	57,00	
		Range	36,80	
		Interquartile Range	33,45	
		Skewness	-,317	
				,616

1.60 mm	Kurtosis		-2,047	1,191
	Mean		64,5417	4,83896
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	53,8912	
		Upper Bound	75,1922	
	5% Trimmed Mean		65,1574	
	Median		68,6500	
	Variante		280,987	
	Std. Deviation		16,76266	
	Minimum		31,00	
	Maximum		87,00	
	Range		56,00	
	Interquartile Range		28,96	
	Skewness		-,716	,637
	Kurtosis		-,246	1,232

Anexo 6. Distribución porcentual del sitio de fractura según el tipo de retenedor y el diámetro

GRUPO * SITIO Crosstabulation

			SITIO			Total
			CERVICAL	MEDIO	APICAL	
GRUPO	Fibra-1.10 mm	Count	12	3	0	15
		% within GRUPO	80,0%	20,0%	,0%	100,0%
		% within SITIO	30,8%	17,6%	,0%	25,4%
	Fibra-1.60 mm	Count	8	6	0	14
		% within GRUPO	57,1%	42,9%	,0%	100,0%
		% within SITIO	20,5%	35,3%	,0%	23,7%
	Titanio-1.14	Count	12	1	2	15
		% within GRUPO	80,0%	6,7%	13,3%	100,0%
		% within SITIO	30,8%	5,9%	66,7%	25,4%
	Titanio-1.50 mm	Count	7	7	1	15
		% within GRUPO	46,7%	46,7%	6,7%	100,0%
		% within SITIO	17,9%	41,2%	33,3%	25,4%
Total	Count	39	17	3	59	
	% within GRUPO	66,1%	28,8%	5,1%	100,0%	
	% within SITIO	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	