T1118

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DOS AGENTES CEMENTANTES UTILIZADOS EN RETENEDORES INTRARRADICULARES PREFABRICADOS DE TITANIO

Álvarez Ustaris Eider Alonso
Arévalo Velásquez Teresa Isabel
González Sierra Lady Johana
Guzmán Mejía Gabriel Alexander
Mendoza Martínez Carlos Alberto
Niño Espejo Lina Jibe

Trabajo presentado como requisito parcial para obtener el título de odontólogo general

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
BOGOTA D.C. 2004

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DOS AGENTES CEMENTANTES UTILIZADOS EN RETENEDORES INTRARRADICULARES PREFABRICADOS DE TITANIO

Álvarez Ustaris Eider Alonso

Arévalo Velásquez Teresa Isabel

González Sierra Lady Johana

Guzmán Mejía Gabriel Alexánder

Mendoza Martínez Carlos Alberto

Niño Espejo Lina Jibe

Asesor Científico

César Rodríguez Lara

Odontólogo Especialista en Oclusión y ATM

Asesor Metodológico

Freddy A. Sánchez Mendoza

Odontólogo Especialista en Docencia Universitaria

Asesores Estadísticos

Omar Segura

Médico, Epidemiólogo Clínico

Marisol Arango

Odontóloga Magíster en Epidemiología Oral

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

BOGOTA D.C. 2004

ACEPTACION

El trabajo de grado denominado ¨RESISTENCIA A LA FRACTURA DE [illegible] AGENTES CEMENTANTES UTILIZADOS EN RETENEDORES INTRARRADICULARES PREFABRICADOS DE TITANIO¨ elaborado por Alvarez Ustaris Eider Alonso. Arévalo Velásquez Teresa Isabel. González Sierra Ladv Johana, Guzmán Mejía Gabriel Alexander, Mendoza Martínez Carlos Alberto, Niño Espejo Lina Jibe, ha sido aprobado como requisito parcial para optar el titulo de odontólogo.

Fredy Sánchez Mendoza
Asesor Metodológico

Cesar Augusto Rodríguez Lara
Asesor Científico

Claudia Bastidas
Coordinador Departamento
de Salud Pública e Investigación

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCION

AGRADECIMIENTOS

1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACIÓN 1

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 1

1.2 JUSTIFICACIÓN 2

1.3 PROPOSITO 3

1.4 MARCO TEORICO 4

1.5 OBJETIVOS 30

1.5.1 General 30

1.5.2 Específicos 30

1.6 HIPOTESIS 31

1.6.1 Nula 31

1.6.2 Alterna 31

2. METODO 32

2.1 TIPO DE ESTUDIO 32

2.2 POBLACION DE ESTUDIO 32

2.2.1 Muestra 33

2.3 VARIABLES 34

2.3.1 Independiente 34

2.3.1.1 Tipo de Cemento 34

2.3.2 Dependiente 34

2.3.2.1 Resistencia a la Fractura 34

2.4 PLAN PARA RECOLECCION DE DATOS 36

2.5 PLAN DE CAMPO O PROCEDIMIENTO 38

2.6 ANALISIS ESTADISTICO 47

3. RESULTADOS 48

4. DISCUSION 55

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

BIBLIOGRAFÍA

INTRODUCCIÓN

Los conceptos y técnicas convencionales para restaurar dientes tratados endodónticamente han evolucionado a través de cambios dinámicos generados por la creación de materiales que han abierto las puertas a nuevas posibilidades restauradoras.

Tradicionalmente, las restauraciones colocadas en dientes tratados endodónticamente requerían modificación y/o reducción-ampliación de la estructura dental como, por ejemplo, la ampliación del canal radicular innecesariamente, para luego fabricar retenedores que en muchos casos fracasaban por las desadaptaciones, produciendo filtraciones y caries en la dentina radicular; en otros casos tales, restauraciones ocasionaban el estallido de la raíz..

Hoy en día, la odontología restauradora se dirige cada vez más hacia restauraciones más conservadoras, con preparaciones coronales que desgastan una cantidad mínima de tejido sano evitando así la disminución de la resistencia del diente a la fractura.

Es así que los postes prefabricados en titanio ofrecen una excelente opción para la restauración de dientes tratados endodónticamente, en tanto que, al mismo tiempo, son muy conservadores con el tejido dentario.

Los sistemas adhesivos actuales permiten el enfoque conservador aludido ya que eliminan la necesidad de crear desgastes innecesarios para la retención de los materiales utilizados en la restauración.

Los recientes adelantos en la ciencia y tecnología de biomateriales asociados con operatoria dental adhesiva son efectivamente un cambio hacia la conservación del tejido dentario y a la subsecuente restauración del diente tratado endodónticamente. Estos materiales y técnicas permiten al clínico acercarse a viejos problemas desde una perspectiva diferente y así lograr soluciones únicas e innovadoras al emplear la racionalidad científica en su trabajo con fundamento en la biología y anatomía dentaria.

Diversos estudios señalan que los tratamientos interdisciplinarios pueden acercarse a la perfección biológica si podemos copiar variables naturales. Los conceptos del pasado se enfocaban en optimizar la longitud y la forma de los postes para asegurar la retención del material de cementación y la reconstrucción de muñón reduciendo el riesgo de

fractura radicular. Hoy, gracias a los sistemas adhesivos actuales, junto con una buena técnica adhesiva se puede lograr una buena restauración de un diente con tratamiento

de conductos excepto en los casos más extremos de debilitación o destrucción del tejido coronal lo cual puede comprometer el tejido radicular.

1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una de las técnicas más usadas en la restauración de dientes tratados endodónticamente con poco remanente coronal, es el uso de diferentes tipos de retenedores intrarradiculares fabricados en diferentes tipos de metal, tanto preciosos como semipreciosos. Los procedimientos hasta ahora realizados han llevado a un gran número de fracasos por el desconocimiento de técnicas adecuadas e indicadas para cada procedimiento clínico y de laboratorio, aumentando con ello el tiempo de trabajo y los costos para el paciente. Es por ello necesario y conveniente conocer las diferentes alternativas que existen para realizar una buena práctica clínica disminuyendo así el costo y el tiempo de trabajo, aspectos que redundarán en beneficios para el paciente y para el operador. A lo anterior contribuirá de manera fehaciente la respuesta precisa al planteamiento de la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuál es la resistencia a la fractura de dos agentes cementantes utilizados en retenedores intrarradiculares prefabricados de titanio?

1.2 JUSTIFICACIÓN

La gran variedad de retenedores intrarradiculares que hay en el mercado ha incrementado los problemas en el manejo clínico de los mismos, generados a su vez por el desconocimiento de los materiales cementantes utilizados para este fin.

El presente trabajo pretende de una manera clara y simple contribuir a mejorar el conocimiento de los postes prefabricados de titanio y las técnicas de cementación adhesiva al utilizar cementos a base de resina tipo dual y de autopolimerización y lograr simultáneamente minimizar el tiempo de trabajo y el costo del tratamiento.

Las dos últimas consideraciones, si bien son de orden social, potencian un impacto que se instala primordialmente en el espacio científico-técnico de la profesión odontológica. Todas los elementos de justificación de esta investigación acentúan su importancia para el desarrollo personal de quienes están vinculados al proyecto y para quienes actúan en la zona de influencia de la Universidad. En esta última resulta vital el fortalecimiento inmediato y continuado de la relación fundamental Universidad-Industria.

La solución del problema de este estudio contribuye realmente a solucionar interrogantes teórico-prácticos de reconocida importancia, por otra parte, alcanzable con las técnicas, equipos y asesoría de que dispone el proyecto.

1.3 PROPÓSITO

El propósito de esta investigación es comparar la resistencia a la fractura de dos grupos de dientes restaurados con postes prefabricados de titanio, cementados con dos tipos de cemento a base de resina; uno tipo dual y otro de autopolimerización con la técnica adhesiva a tejido dentario.

1.3 MARCO TEÓRICO

La idea de restaurar los dientes con pernos y coronas se remonta hasta más allá de 250 años. Pierre Faurchard usó en 1747 pernos de oro y plata cubiertos de un adhesivo ablandado al calor llamado "Mastic". Durante el siguiente siglo, se usaron dientes de hipopótamo para reemplazar la estructura dental perdida (Ingle, Steel y Wants, D.,1996).

En 1839, se generó una controversia en cuanto al material para retener una corona. Se utilizaron pernos de madera que eran más retentivos ya que la madera se expande cuando absorbe humedad. El uso de un perno de madera en el conducto permitía el escape de olores desagradables que

resultaban de la supuración continua del conducto. Más adelante, se ideó una corona de porcelana unida a un tornillo posicionado en un conducto sellado con oro cohesivo, este era el prototipo de lo que hoy se conoce como corona Richmon propuesto en 1880 por su creador A. Richmon. (Brannstrom, M., 1986)

La búsqueda y el mejoramiento de los conocimientos y materiales continuaron hasta obtener los resultados clínicos actuales y continuarán evolucionando hacia el futuro. Las técnicas y conceptos tradicionales para restaurar dientes tratados endodónticamente han evolucionado significativamente gracias a la creación de nuevos materiales de uso dental, que han ampliado las fronteras de nuevas opciones restauradoras. La restauración de los dientes sometidos a endodoncia se diseña para reemplazar o sustituir la estructura dental perdida y a su vez proteger la estructura dental remanente. (Castellucci, A., 1993)

Para lograr lo anterior, previo al tratamiento restaurador hay que evaluar el diente o los dientes a tratar para asegurar el éxito final, realizando una exploración de forma individual y considerando los dientes adyacentes y opuestos. Además, se debe tener en cuenta la calidad del tratamiento endodóntico, dado que debe existir ausencia de patologías periapicales o síntomas clínicos de inflamación. De igual importancia se debe considerar el mantenimiento de la salud periodontal para lograr éxito en los dientes

restaurados y sometidos a tratamiento endodóntico: los procesos patológicos y procesos restauradores que crean necesidad de tratamiento endodóntico no se limitan a afectar la vitalidad de la pulpa. La estructura dental conservada tras el tratamiento endodóntico queda debilitada y socavada por la caries, fracturas, el tipo de preparación dental y de restauración empleado modificando de tal manera la verdadera morfología del conducto y creando una mayor susceptibilidad a una nueva fractura y una menor translucidez. (Standlee, J., Caputo, 1972).

Entre los principales cambios que experimentan los dientes sometidos a endodoncia se encuentra la pérdida de la estructura dental; además, cuando se produce una reducción significativa durante la preparación biomecánica, la fuerzas funcionales normales pueden fracturar cúspides socavadas o el diente en un área más grande. Igualmente se encuentra que la estructura remanente presenta una alteración irreversible de sus propiedades físicas, dado que los dientes superiores son más fuertes que los dientes inferiores. Otra alteración se presenta en las características estéticas en donde la dentina sometida a fuerzas excesivas modifica la refracción de la luz creando un cambio en la coloración; por esto es importante conocer cuáles son las características de la dentina y su formación para no producir daños irreversibles y poder así desarrollar un procedimiento adecuado de restauración. (Guzzy, G. Y Nichols, J., 1979).

La dentina es un tejido que tiene una composición orgánica del 30%, formada por fibras colágenas, fibras reticulares, sustancia fundamental de mucopolisacáridos, un 10% de agua y un componente inorgánico del 60% formado por sales de fosfato de calcio y cristales de hidroxiapatita. Estos componentes le dan característica de dureza, color, elasticidad, radiopacidad y permeabilidad. La formación de dentina se inicia en dos fases; una primera que da lugar a la formación de matriz orgánica, y una segunda fase que es la formación de matriz inorgánica. La fase I, ó formación orgánica, da lugar a la formación de predentina, que es la aparición de haces de fibrillas entre los odontoblastos en el proceso de diferenciación. Aparecen como fibras rectas entre los cuerpos celulares y prolongaciones odontoblásticas. En la zona más madura de la predentina se muestra colágeno de mayor vacío que evidencian las bandas transversales. La predentina del manto está formada por la primera capa más angosta de predentina y fibras de colágeno más pequeñas; estas últimas forman una red y predominan en todas las capas de la predentina circumpulpar sucesiva. Los odontoblastos secretan colágeno y la sustancia cementante que los une (proteoglucanos, mucopolisacáridos). (Davis. W. L., 1990).

La mineralización se inicia cuando se deposita una banda amplia de predentina que avanza con un ritmo semejante a la formación de la matriz. Se comienza en la punta de las cúspides y avanza hacia adentro en una aposición rítmica de capas cónicas una dentro de otra. Cuando la dentina se

ha depositado en la corona, las capas apicales adoptan una forma de conos truncados y alargados. Al estar completa la dentina radicular, la dentina primaria llega a su fin. El primer depósito de cristal adopta la forma de placas finas de hidroxiapatita sobre la superficie de las fibrillas de colágeno y en la sustancia fundamental; más tarde los cristales se depositan sobre y dentro de las propias fibrillas. Los cristales asociados con las fibrillas de colágeno están dispuestos de manera ordenada. Todo el proceso de calcificación es gradual y en la región peritubular se mineraliza en muy poco tiempo, pero todo el proceso de formación dentinaria está mediada por la pulpa. Las estructuras dentinales son : túbulos dentinarios, dentina peritubular, dentina intertubular primaria ,dentina secundaria ,dentina terciaria ó reparadora, dentina esclerótica o dentina transparente, circumpulpar, manto de la dentina, interglobular, capa granular de Tomes, líneas de incremento : de Owen y de Von Ebner, cordones muertos y predentina. La dentina se ha caracterizado por ser un componente biológico con una matriz de colágeno rellena por cristales pobres en calcio y ricos en carbonatos dispersos entre cilindros huecos paralelos, pobres en colágeno e hipermineralizados, túbulos dentinarios que contienen dentina peritubular (Marshall, G. W y col., 1997).

El agua contenida dentro de la dentina es baja, en la dentina superficial y en mayor cantidad en la dentina profunda. La cantidad de colágeno por unidad

de volumen es mayor en la dentina profunda por tener túmulos más largos que la dentina superficial (Pashley, D. H., 1991).

En cuanto a la permeabilidad dentinaria se le puede definir como el transporte de fluidos, agua ó sustancia intertubular a través de los tubulos dentinarios, procedente de los vasos de la pulpa y responsable de la conducción de la sensibilidad dentinal o dolor. (Branstrom, *Teoría hidrodinámica,* 1992).

Los dientes son relativamente fuertes, pero se pueden fracturar bajo trauma severo. Aunque generalmente resisten microchoques mediante el desgaste diente-diente y diente-comida, el esmalte se desgasta a niveles microscópicos debido a grietas que se producen entre los prismas del esmalte o en el grosor de cada prisma, durante la abrasión en la carga cíclica (desgaste por fatiga). La dentina, al ser más reistente que el esmalte, proporciona un sistema completo para la sobrecarga en el esmalte. La fractura de los dientes se debe generalmente a la pérdida significativa de la estructura dental que se puede debilitar por la caries, procedimientos restaurativos ó terapia endodóntica; al debilitarse los dientes, la dentina empieza a resistir microtensiones significativas de manera cíclica que van a concluir a su fatiga. (Panighi, M., 1993).

Lo anterior es teóricamente posible; sin embargo, las microfracturas pueden formarse en la dentina e inducir cambios a su alrededor durante su deformación o microestiramiento que pueden estimular a los odontoblastos dentro de la pulpa para producir la formación de más dentina (Dentina terciaria ó reaccionaria). Este proceso puede parcialmente reforzar el diente mediante la creación de nueva dentina dentro de la dentina vieja que contiene microgrietas acumuladas (Pashley, D. H., 1991).

Según mediciones basadas en nanodurezas -afm (fuerza atómica modificada)-, la dentina intertubular queda muy blanda mientras que la dentina más profunda es evaluada. Los investigadores también encontraron que la dentina peritubular es más fuerte que la dentina intertubular. Cuando la rigidez de la dentina intertubular se midió con el afm modificado, se hallaron diferencias en la distribución de dicha rigidez, diferencias que pueden ser el resultado de distribuciones no uniformes de la orientación de las fibrillas de colágeno ó del mineral. Medido recientemente, el módulo de elasticidad de la dentina peritubular e intertubular es de 17.7 a 21.1 Gpa, respectivamente, (Kenneth, J., 1998).

El módulo de elasticidad de la matriz dentinal desmineralizada es cercana a los 5 Mpa siendo ésta mil veces inferior a la de la dentina mineralizada. Las implicaciones clínicas de esta disminución en la rigidez radican en que la cadena de fibrillas pueden colapsarse fácilmente cuando son resecadas con

aire. La adhesión a dentina es compleja debido a que la resina es hidrofóbica, tiene un contenido del 22% de agua, un 33% de material orgánico, una variación en densidad tubular y presencia de fluido tubular y de barro dentinario o Smear-Layer. Partiendo de la adhesión de las resinas al esmalte por medio del grabado ácido se propone por el mismo principio con ácido fosfórico grabar la cavidad entera para remover toda la capa de barro dentinario que se conoce como desmineralización total de la dentina. (Buonocore, M., 1955).

La fuerza de adhesión dentina-resina ha mejorado en los últimos años: se acerca mucho a la de resina-esmalte debido a la formulación de nuevos agentes y al mejoramiento del tratamiento de la dentina. Estos avances también han generado mejoras en la hibridización de la dentina y la creación de tags de resina hibridizada, si bien, por otra parte, tales innovaciones pueden producir una mayor cantidad de microporosidades e irritación pulpar (Standlee J., 1992).

Después de desmineralizar la dentina se utiliza una sustancia que tenga la capacidad de humectarse en un ambiente húmedo, este compuesto es el HEMA (Hidroxietilmetacrilato) que es el agente activo del primer. Los investigadores cuantificaron el movimiento del HEMA alrededor de la dentina in vitro posterior al grabado ácido de la dentina con ácido fosfórico al 10% ó 35% durante 15, 30 ó 60 segundos. Las concentraciones altas de ácido

fosfórico aplicadas durante 60 segundos, disminuyeron consistentemente la difusión interna del HEMA a través de los túbulos dentinales hacia la cavidad pulpar durante los primeros cuatro minutos. (Hanks, C. T., 1994).

Se requiere de la desmineralización de la dentina intertubular hasta exponer las fibrillas de colágeno, para formar la capa híbrida, creando así vías de difusión para la infiltración del monómero; dichas fibrillas estás separadas por espacios entre 15 y 20 mm. que estaban ocupados por cristales de apatita, se lavan estos espacios y se rellenan con agua y a través de ellos se difunde el monómero para formar la zona híbrida. (Nakabayashi, N., 1993).

Al remover el barro dentario y los tapones de los túbulos, el grabado ácido de la dentina ocasiona un aumento en la permeabilidad; la desmineralización de la matriz dentinal y el mantenimiento de la permeabilidad son el mejor avance para entender cómo la adhesión resina-dentina es el resultado a nivel molecular de la resina dentro de la red de colágeno. El comportamiento de las fibras está dado por las condiciones en las cuales se trata: alta concentración de agua, Ph ácido; dilatación de las fibras y dificultad del monómero del primer para infiltrarse. Humedad, aire, deshidratación por solventes orgánicos solubles en agua; contracción de las fibras y aumento de los espacios.(Pashley, 1991).

Usando monómeros adhesivos hidrofílicos como el 4-META (Cuatro-Methacriloxyetil-trimetílico anhidrido) dentro del Metacrilato (MMA), estos pueden infiltrar monómeros de resina dentro de la red de fibras colágenas que luego de polimerizadas proveen retención micromecánica de la resina a la superficie de la dentina. Los investigadores llamaron a este infiltrado de resina "capa híbrida". La dentina puede ser un componente biológico de la matriz colágena llena de cristales de apatita. Después de solubilizados los cristales y extraída la fase mineral, se puede formar un nuevo compuesto terapéutico de matriz de resina y fibras de polímero biológico, colágeno que es un híbrido. La resina se debe infiltrar en la dentina intertubular ó intratubular, que formará tags de resina uniéndose así a las paredes del túbulo, sellándolo y previniendo la microfiltración, sensibilidad y brindando retención de la resina. (Nakabayashi, y Col, 1982).

La adhesión mecánica esmalte-resina es un procedimiento establecido que no presenta riesgos en la interfase; el desafío es desarrollar productos que se adhieran a la dentina y al cemento.

En 1978 se inició el uso de ácido fosfórico al 37% para grabar esmalte y dentina; observando que no aumentaba la frecuencia de daño pulpar pero mejoraba la retención de las restauraciones. Lo ideal es que los adhesivos dentinarios sean hidrofílicos para desplazar los fluidos dentinarios y humedecer la superficie, permitiendo su penetración en los túbulos de la

dentina para que reaccione con los componentes orgánicos e inorgánicos. En la mayoría de los casos, los sistemas de enlace de dentina contienen un acondicionador, a menudo un ácido, que remueve la capa de barro dentinario y expone la red de colágeno. La dentina es acondicionada durante 15 segundos y luego se lava, se remueve la humedad, se grava y se seca, la superficie de la dentina sin desecar las fibras de colágeno; puesto que si éstas se desecan la red de colágeno se colapsa formando una película densa que dificulta la infiltración de la base (Primer). La base hidrofílica, al contrario de la hidrofóbica, se infiltra al colocarse y suaviza la superficie de la dentina penetrando sus túbulos para obtener la optimización del enlace, se cura la base, evitando los fluídos dentinarios y el oxígeno. Para evitar que se interrumpa el proceso de hibridización hay que evitar el excesivo secado con aire y, por lo tanto, es mejor usar un primer con un solvente de rápida evaporación y una resina que produzca una red de polímeros de cadena cruzada que sea bien retenida con la masa de colágeno. (Carvalho, R. M.y Col, 1996).

Según la teoría pasiva, la desmineralización de la malla de fibras colágenas se mantienen flotando o suspendidas en agua, separándose. Al evaporar el agua por efecto del aire las fibras se sellan en sus tres dimensiones y hay un colapso pasivo de la red, en donde las fibras forman un puñado de nudos o fibras entrelazadas. El resultado de esto es la pérdida de espacio entre las fibras; este espacio se necesita para la infiltración del monómero. A la

aplicación de agua rápidamente se revierten los eventos, causando una reexpansión pasiva de la red. Una posible alternativa es que las fibras desarrollan una fuerza con el agua, que al ser evaporada puede acortar lentamente las fibrillas. Como las fibras están interconectadas y el acortamiento de las fibras empuja la matriz funcional hacia abajo, se sugirió que las fuerzas tensionales sobre la superficie operan con la interfase aire-colágeno de la red y puede ser la responsable del colapso. (Craig R., 1996).

Como las moléculas de colágeno se cerraron al tiempo, ellas pueden interactuar formando uniones de hidrógeno tan efectivas como la interacción electrostática e hidrofóbica. Todos los eventos pueden causar muchas interacciones moleculares entre ellas y pueden ocurrir normalmente en presencia del agua. (Kobarik, R. E., 1992).

Si después de secada la dentina se aplica agua o el primer acuoso, se invierten los eventos y las fibras adquieren plasticidad. Las moléculas de agua podrían unirse al hidrógeno con péptidos de colágeno, rompiendo las uniones intermoleculares de hidrógeno. El estrés residual que se crea en la red cuando se encoge, permite un retroceso de la elasticidad, (Balooch M. y Col, 1996), permitiendo que la red se re-expanda activamente. Otra explicación de la re-expansión es que la red puede funcionar como un hidrogel en que el agua es osmóticamente halada hacia la red por cuantiosas asociaciones con los polímeros polielectrolíticos biológicos,(Colágeno y

Glicosaminoglicanos). Las observaciones microscópicas de Sugizaki en 1991 a través de la microscopia electrónica de transmisión y de barrido demuestran que las fibras de colágeno se sellan también en la dentina colapsada y de igual manera cuando la matriz se re-expande. La re-expansión de la malla de colágeno fue el resultado del HEMA u otros primers hidrofílicos, aunque estudios mas recientes indican que esto pudo deberse al contenido de agua de los primers, la dentina desmineralizada colapsada se re-expande un 50% cuando es tratada con HEMA al 30% en agua por 1 minuto y 100% cuando el primer fue difundido por 10 minutos. La aplicación del ácido 2-fenil metacriloxietil, ácido fosfórico (fenil-p) en 30% de HEMA en agua por 1 minuto de grabado secado con aire, la dentina se colapsa causando mucha más re-expansión que con la aplicación de HEMA al 30% por el mismo tiempo. (Carvalho, R. M., y Col, 1996).

Debido al poco éxito de la adhesión sobre la capa de barro dentinario, se desarrolló un nuevo sistema adhesivo que se basaba en una solución acuosa de fenil-P al 20% con HEMA al 30%, para la adhesión a dentina y a esmalte. Este sistema de autograbado (primer) provee información importante acerca de las capas de barro como substratos adhesivos. (Nakabayashi, 1982).

Los acondicionadores de autograbado al igual que los primers del mismo tipo eliminan muchos pasos en la técnica adhesiva y de esta manera los errores que se puedan cometer. Los sistemas de autograbado (primer) evitan los

problemas de sobrehumectación ó colapso de la red, así como el bloqueo de los canales alrededor de las fibras. En el caso del autograbado, éste se aplica y después de reaccionar por 30 segundos se seca con aire; aunque con este sistema se puede difundir la desmineralización a través de la capa de barro y dentro de la dentina inferior dándole una alta fuerza de adhesión. Dependiendo de la preparación y grosor de la capa de barrillo esta representa una barrera de difusión; una capa continua de barrillo de 0,5 micrómetros de grosor ofrece menos resistencia a la difusión que una capa rugosa de 20 micrómetros de grosor. Por estar hechos de dentina la capa de barrillo tiene una significativa capacidad de neutralizador y tiende a equilibrar la acidez del monómero usado como agente de autograbado; además el empaquetamiento ajustado de las partículas de la capa de barrillo entre sí limita la profundidad de la penetración del monómero en, por lo menos, 20 micrómetros. (Krupp, J. D. y Col, 1979).

El ideal de los sistemas de autograbado y primer es que pueda penetrar 2 micrómetros de la capa de barrillo y ocupar la dentina fundamental en una profundidad de cerca de un micrómetro, para proporcionar un sellado adecuado y uniforme así como una retención suficiente si la infiltración de la capa de barrillo falla. Se advirtió que la remoción de la capa de barrillo antes del grabado en un paso separado, producirá una adhesión más efectiva y durable a la dentina. (Hansen S., 1992).

Cuando la dentina desmineralizada se mantiene húmeda, se pueden formar grandes espacios entre las fibras, donde el 4-META en acetona se puede difundir en forma nivelada a través de los espacios rellenos con agua. La acetona se evapora con el agua cuando es secada con aire. Presumiblemente durante el secado, el 4-META es absorbido por las fibras de colágeno y su concentración en la dentina desmineralizada aumenta, resultando en la impregnación de los monómeros adhesivos a la dentina desmineralizada e hibridizada; sin embargo, la concentración de ácidos altera las cualidades de la dentina hibridizada, lo que reveló cambios con HCl y NaOCL (Nakabayashi, 1998).

Investigaciones varias han mostrado que la adhesión en presencia de humedad aumenta la fuerza adhesiva de muchos sistemas. Se demostró que esto se debe a la re-expansión de la dentina desmineralizada colapsada; sin embargo, el agua puede ser desplazada de las fibras de colágeno durante la adhesión si cada fibra es completamente embebida por resina. Si hay mucha agua presente, los monómeros de resina no son capaces de competir exitosamente por la superficie de las fibras de colágeno y, sin embargo, viajan desprovistos. (Kenneth, J., 1998).

Los recientes adelantos en la ciencia y tecnologia de biomateriales asociados con operatoria dental adhesiva son efectivamente un cambio hacia el acercamiento más conservador del tejido dentario y a la subsecuente

restauración del diente tratado endodónticamente. Estos materiales y técnicas permiten al clinico acercarse a viejos problemas desde una perspectiva diferente y así logar soluciones únicas e innovadoras trabajando con racionalidad científica teniendo en cuenta la biología y anatomía dental (Blitz N, Serota K., S 1995).

El tratamiento endodóntico y la restauración de los dientes de la zona estética exigen un cuidadoso control de los procedimientos y materiales para conservar un aspecto translúcido y natural. (Guzzy, G., Nichols, J. 1979).

Para permitir la restauración de dientes tratados endodónticamente se ha venido usando por muchos años la instalación de postes y coronas con el fin de restaurar el tejido remanente perdido. Una solución a este problema es el uso de postes que distribuyan la fuerza de carga a través de la corona y su espacio intrarradicular; entendiéndose como poste un material rígido que se introduce en la porción radicular de un diente no vital que actúa fundamentalmente aportando retención a la restauración y distribuyendo las fuerzas a todo lo largo de la raíz. (Bauml, 1979).

Los dos tipos fundamentales de postes son los prefabricados y los colados. En el sistema de postes prefabricados el material clásico es el metal aunque también pueden ser poliméricos, cerámicos y biológicos bajo formas cónicas, paralelas o combinados. (Wirz, J., 1987).

Durante muchos años se han venido tratando los dientes endodónticamente y se ha llegado a la conclusión que si hay una buena restauración con un buen tratamiento de conductos, los dientes podrán continuar en la boca por muchos años más teniendo en cuenta que este tratamiento a realizar sea en un diente con un buen pronóstico; el primer intento de un poste fue para proteger un diente tratado endodónticamente de la fractura radicular. Un descubrimiento interesante es que los dientes sin postes se fracturan en forma reparable mientras que los dientes que se fracturan con postes son dificiles de reparar. (Kantor, M, Pinnes, M; 1977).

La retención del poste se ve afectada por la geometría de la preparación, longitud del poste, diámetro del poste, textura de superficie y agente cementante. La fuerza tensil necesaria para desalojar un poste se ha evaluado bajo fuerzas ejercidas con un probador INSTRON a determinada velocidad. Esto determina las interacciones de los postes con los materiales cementantes. (Standlee, Caputo, 1992).

Estudios recientes han demostrado que la resistencia a la fractura está relacionada directamente con el tejido dental remanente y que esta resistencia disminuye debido a la pérdida del tejido dentario por procedimientos endodónticos y restauradores. Guzz y Nichols (1979) encontraron, mediante estudios comparativos en los dientes con y sin

pernos, que tenían un comportamiento parecido frente a cargas compresivas; hallaron que los dientes tratados endodónticamente sin pernos o postes eran 2 veces más resistentes a la fractura que los dientes que alojaban pernos; pues para la colocación de estos pernos hay que retirar mayor cantidad de tejido dentario del canal radicular (Kantor, ,M., y Pinnes, 1977).

Tradicionalmente un diente desvitalizado recibía un poste para "reforzarlo" y una corona para "protegerlo". Estudios clínicos retrospectivos realizados en estos últimos años han hecho reconsiderar esta creencia. En un examen de 220 dientes tratados endodónticamente, encontraron que casi el 61% de los dientes que habían estado en función durante 5 años o más no habían sido restaurados con postes. Otros estudios muestran resultados muy similares. (Roos, I. F., 1980).

En los dientes anteriores, tratados endodónticamente dependiendo de la destrucción coronaria que tengan, se pueden o no restaurar con una corona o con una resina compuesta debido a que el único fin de un poste, bien sea prefabricado o colado, es alojar un retenedor extracoronal (Nathanson, D. 1990).

Si un diente en el sector anterior de tamaño moderado está intacto y se le coloca un poste, es muy probable que lo debilite en lugar de fortalecerlo. Para el uso de un poste se debe tener en cuenta que éste debe tener una

porción radicular mínima igual a la longitud de la corona para una distribución óptima de la tensión (Standlee J. P., 1972); de otro modo, el poste deberá tener dos tercios de la longitud total de la raíz. En el tercio apical debe quedar una longitud mínima de selle de cuatro milímetros de gutapercha, si es posible más, para evitar el desalojo y la filtración posterior. Si no es posible tener estos criterios en el tratamiento del diente desvitalizado, la restauración se verá comprometida y habrá que buscar otras alternativas. Por lo tanto, cuanto más largo sea el poste, mayor será su retención. Los dientes posteriores se tratan de forma diferente debido a su superficie oclusal. Existe un alto riesgo de fractura vertical bajo las fuerzas oclusales incluso en los dientes sin caries. Cuando se presenta una corona clínica con destrucción moderada, ésta se puede reconstruir con una resina o un ionómero de vidrio para posteriormente realizar un muñón adecuado. Para molares que tienen escasa o nula estructura dentaria coronal, se pueden usar postes prefabricados o pines para darle retención al muñón. (Colley, y cols J. D., 1968).

Los postes prefabricados que sostienen muñones de resina o ionómero de vidrio son los más utilizados hoy. Los estuches de postes prefabricados emplean ensanchadores o taladros especiales para las preparaciones de los conductos que son del mismo tamaño y configuración de los postes. Con el uso de estos sistemas, es posible en una sola cita clínica dejar listo el diente para la toma de impresión definitiva (Bauml D. 1989).

Kovaric y Col (1992) determinaron que la resina compuesta es un material que obtuvo los mejores resultados después de someterlo a termociclaje. Un poste incrementa la resistencia a las fuerzas laterales aplicadas sobre la corona de un 15% a 48% (Christian, WG., 1996). Los postes prefabricados se pueden hacer de varios materiales metálicos como el acero inoxidable, titanio, latón o aleaciones que contengan cromo. Los materiales más utilizados hoy, entre otras cosas para evitar el galvanismo y la corrosión, son el titanio y las aleaciones con alto contenido de platino o cobalto-cromo-molibdeno; este tipo de postes se fabrican en configuraciones paralelas y cónicas. (Wirz, J., 1987).

Los sistemas de postes se pueden clasificar por su mecanismo de retención: en pasiva (paredes lisas) y activa (roscados). También los hay cilíndricos y cónicos. Los postes roscados ofrecen más retención. Las técnicas de manipulación clínica de estos postes son semejantes entre sí. El procedimiento clínico de restauración parcial o total del muñón coronario es con fines protésicos, lo cual conserva al máximo los tejidos remanentes (Efecto Ferrule, o Férula), mediante la adecuación y utilización de retenedores endorradiculares; (Sorensen y Col 1990). Dicho procedimiento se puede efectuar convencionalmente con los denominados núcleos colados, lo que necesariamente requiere de dos citas clínicas, o mediante la utilización de postes prefabricados y complementadores biomecánicos,

procedimiento de una sola cita, lo cual es su mayor ventaja. Los complementadores biomecánicos que se han venido utilizando van desde la amalgama, las resinas compuestas, hasta los polialquenoatos de vidrio ya sean convencionales, tipo cementos o resinas compuestas, hasta los polialquenoatos de vidrio ya sean convencionales, tipo cermets o híbridos. (Sorensen y Col 1990).

Los postes intrarradiculares se clasifican en metálicos: titanio, acero, oro, paladio. Cerámicos: leucita, zirconio. Poliméricos: fibra de vidrio, fibra de carbono, resinas epóxicas y acetálicas. Biológicos: orgánicos en hueso de bovino. Según su forma en cilíndricos, cónicos, combinados y según la superficie en lisos, estriados y atornillados. Dentro de las ventajas más representativas se encuentra la reconstrucción y corona provisional en una sola sesión clínica, un procedimiento sencillo, rápido y económico, la integración del material reconstructor (adhesión), la técnica es altamente conservadora, y la posibilidad de mantener estructuras protésicas, y además un mejor comportamiento biomecánico. (Standlee J.P, Caputo 1992).

El procedimiento clínico se inicia con una Rx. para seleccionar el perno o poste intrarradicular. Se Procede a la preparación del conducto con fresas precalibradas (kit del fabricante), y tomamos una Rx. de control con el perno en posición. Luego se acondiciona el conducto (acido poliacrílico) y se acondiciona el perno prefabricado (arenado y estañado), para los metálicos

se cementa el perno prefabricado y se realiza una Complementación o reconstrucción del muñón coronal (complementadores biomecánicos), tallado definitivo del muñón coronal, confección de la corona provisional, Rx. de control final. La raíz debe tener un excelente tratamiento de conductos, paredes remanentes no debilitadas, debe ser recta por lo menos en sus 2/3 cervicales, suficientemente larga con respecto a la longitud de la corona, Periodontalmente sana, además debe tener un excelente selle apical (Mínimo 4m.m.), no sensibilidad a la presión, no presentar exudado, fístula, sensibilidad apical, ni inflamación apical. Para evitar las fracturas radiculares después de la cementación se debe evitar errores en la técnica operativa, sobreinstrumentación longitudinal, ampliación del diámetro, fisuras de atornillamiento, productos de corrosión metálica, presión hidráulica durante la cementación. Para poder prevenir las fracturas en el momento de la cementación debemos efectuar un correcto acceso endodóntico, evitar una sobreinstrumentación longitudinal, tratar la estructura dental residual según los principios de la odontotomia residual, proteger las cúspides residuales con restauraciones definitivas, retirar las cúspides sin sustentación dentinaria implementar el fenómeno adhesivo, al utilizar núcleos colados, cementar en el menor tiempo posible las restauraciones definitivas y en grandes rehabilitaciones se deben tener los dientes pilares bajo control. (Walton,Torabinejad 1996).

Tradicionalmente se han utilizado cementos de fosfato para la cementación; sin embargo, hay que tener en cuenta que estos cementos son relativamente débiles, altamente solubles en tejidos bucales y por su naturaleza ácida son irritantes. La mayor limitación es que no se adhieren químicamente a la estructura dentaria ni a los postes de ningún tipo de material. Únicamente sirven de relleno entre la pared del canal radicular y el poste sirviendo de traba mecánica. Para cementar el poste y a su vez, efectuar el refuerzo del diente debilitado, se pueden utilizar materiales del grupo de los polialkenoatos como el iónomero de vidrio, denominados así porque tiene enlaces iónicos con el vidrio presentando alta resistencia compresiva, coeficiente de expansión térmica similar al diente, adhesión química al diente y liberación de flúor. Estos ionómeros de vidrio se han optimizado agregándole resina compuesta lo que mejora sustancialmente las propiedades del mismo, debido a esto, son llamados ionómeros de triple curado que presentan una reacción ácido base y fotopolimerización de un monómero aumentando así la resistencia cohesiva, la resistencia a la fractura y disminuyendo la solubilidad. Otros cementos utllizados son los de resina (polidimetacrilato) utilizando la técnica adhesiva, aumentando así la resistencia a la fractura y disminuyendo la microfiltración. Estos cementos pueden ser de autopolimerización o químicamente activos y de polimerización dual. Entre sus propiedades se encuentra que son insolubles o muy poco solubles, presentan alta resistencia compresiva y tensional, excelente adhesión micromecánica, liberan flúor, no necesitan total

penetración de luz para su polimerización y vienen en diferentes colores entre otros. (White SN y Cols 1992).

Los nuevos sistemas adhesivos proveen características ideales como: dar una inmediata, permanente y fuerte unión a la dentina, una fuerza de adhesión a la dentina parecida a la del esmalte, compatible con los tejidos dentarios, reduce hasta en un 100% la microfiltración en los márgenes de la restauración, previene la caries secundaria por su liberación de flúor y coeficiente de expansión térmica similar al diente. Los sistemas adhesivos están compuestos por un agente de grabado ácido el cual acondiciona la superficie de tejido dental removiendo el barrillo dentinario y exponiendo los túbulos dentinarios. Actualmente están hechos a base de ácido fosfórico al 20%, ácido nítrico al 2% o 3%, o ácido maleico al 10%. Este agente de grabado ácido se deja actuar durante 15 a 20 segundos. El primer adhesivo es aplicado sobre la superficie grabada el cual actúa como un puente entre la dentina y la resina. Posee moléculas hidrofílicas que tiene afinidad con la dentina orgánica y sus fluidos y moléculas hidrofóbicas que van a actuar cohesivamente con la resina. El bonding o adhesivo interactúa con el primer adhesivo y copolimeriza con él para formar una capa híbrida de colágeno y resina. Seguidamente se coloca el agente cementante propiamente dicho. (Bóveda, C. 2001).

Este tipo de cementación adhesiva con cementos a base de resina aportan una máxima retención, alta resistencia compresiva, presentan adhesión tanto micromecánica y química a las superficies metálicas cerámicas y poliméricas. El operador se encuentra frecuentemente con conductos radiculares tratados que como resultado de la caries, trauma, patologías pulpares, iatrogenias o causas ideopáticas se han debilitado sus paredes por no tener suficiente estructura dentaria remanente. Estos representan un problema significativo a la hora de restaurar el diente pues un soporte de estos no esta indicado restaurarlo con un retenedor intrarradicular colado y una corona completa pues esto produce o genera fractura radicular y fracaso de la restauración. El desarrollo y la introducción de nuevos materiales con capacidad de adhesión a la estructura dentaria ha creado la posibilidad de reconstruir y rehabilitar el tejido dentario perdido para mantener en boca aquellos dientes significativamente destruidos que estaban destinados a ser extraídos. (Kobarik, R. E., 1992).

Los diferentes tipos de cementos de resina se dividen en dimetacrilato con relleno y modificados con poliácidos. En el grupo de dimetacrilato con relleno se encuentran cementos de autopolimerización, fotopolimerización, polimerización dual y químicamente activos., Del grupo de los modificados con poliácidos encontramos los compómeros. Los cementos de resina de autopolimerizacion son los mas antiguos y no se encuentran disponibles; su base esta compuesta por Bis-GMA y el catalizador es peróxido orgánico y

relleno de cuarzo al 60%. Las propiedades que poseía este cemento eran gran espesor de película debido al gran tamaño de partículas de relleno, no tenia disponibilidad de colores, gran contracción de polimerización, no producía cementación adhesiva. En el grupo de los cementos de resina de fotopolimerización su base esta compuesta por Bis-GMA o UDMA y algunas TEGMA. El catalizador contiene cuarzo triturado al 75% y canforoquinona que funciona como fotoiniciador. Las propiedades de este cemento se basan en la utilización de luz para polimerizar, no posee aminas terciarias que pueden producir cambios de color a largo plazo. Se recomienda su uso para cementación de carillas en porcelana delgada debido a que no poseen aminas terciarias. El cemento de resina tipo dual esta compuesto por una base que contiene Bis-GMA o UDMA, algunos contiene TEGMA y las camforoquininas como fotoiniciador. El catalizador es cuarzo triturado que funciona como relleno y la amina terciaria que funciona como autoactivador. Sus propiedades consisten en no necesitar la total penetración de luz blanca para polimerizar, disponible en varios colores y cementos de prueba, cementación adhesiva. Su uso ideal es para cementación de coronas, incrustaciones y carillas totalmente cerámicas. Los cementos de resina químicamente activos según su composición en la matriz se clasifican en fosfatos ésteres y 4-Meta; sus propiedades son: no necesitar luz para polimerizar, tienen gran adhesión a estructuras metálicas y algunos presentan adhesión química. Es ideal para la cementación de prostodoncia

metalcerámica, núcleos e incrustaciones metálicas utilizando la técnica adhesiva de cementación a tejido dentario. (White SN y Cols 1992).

Cuando la raíz debilitada es reconstruida internamente con materiales adhesivos adecuados, la raíz es reforzada dimensional y estructuralmente para retener un perno y muñón. Hay una complicación en el uso de esta técnica debido a la imposibilidad de llevar la luz a la parte más profunda del conducto y así lograr una adecuada polimerización. (Bóveda, C., 2001).

Recientemente, se introdujeron en el mercado postes plásticos transmisores de luz para polimerizar las resinas en su parte más profunda dentro del conducto, y a su vez ayudar a preformar un canal artificial que luego será ocupado por un poste.(Bowen, R. L., 1978).

Un factor a tener en cuenta son las cargas funcionales ejercidas sobre los dientes que se hallan al rededor de 44 libras (20 kilogramos) con prostodoncia se han registrado fuerzas máximas de 13 a16 libras (6 a 8 kilogramos) durante la masticación, pero las cargas promedio probablemente son mucho menores. De hecho, las fuerzas máximas de mordida son 5 a 6 veces menores en los usuarios de dentaduras completas que en las personas con dientes naturales. Las fuerzas requeridas para la masticación varían de acuerdo al tipo de alimento que se esta masticando. (Boucher y cols 1994).

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Establecer la resistencia a la fractura de dos agentes cementantes utilizados en retenedores intrarradiculares prefabricados de titanio.

1.5.2 Objetivos Específicos

Determinar la resistencia a la fractura del cemento a base de resina tipo dual en dientes premolares restaurados con postes prefabricados de titanio; mediante la máquina universal de pruebas (INSTRON), macroscópicamente.

Determinar la resistencia a la fractura del cemento a base de resina de autopolimerización en dientes premolares restaurados con postes prefabricados de titanio; mediante la máquina universal de pruebas (INSTRON), macroscópicamente.

1.6 HIPÓTESIS

1.6.1 Hipótesis Nula

La resistencia a la fractura de los dientes reforzados con retenedores intrarradiculares de titanio cementados con cemento a base de resina tipo dual, es igual a la resistencia a la fractura de los dientes restaurados con retenedores intrarradiculares de titanio cementados con cemento a base de resina autopolimerizable.

1.6.2 Hipótesis Alterna

La resistencia a la fractura de los dientes restaurados con retenedores intrarradiculares de titanio cementados con cemento a base de resina de autopolimerización es mayor que la resistencia a la fractura de los dientes restaurados con retenedores intrarradiculares de titanio cementados con cemento a base de resina tipo dual.

2. MÈTODO

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental fase I laboratorio.

2. 2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Dientes humanos escogidos bajo los siguientes criterios de selección:

Criterios de Inclusión

1. Premolares unirradiculares superiores e inferiores
2. Recién extraídos
3. Por indicación ortodóntica
4. Sin patologías
5. Sin malformaciones
6. Sin ningún tipo de tratamiento.

Criterios de Exclusión

1. Caries extensa
2. Dilaceraciones muy marcadas
3. Raíces muy angostas
4. Esclerosis pulpar
5. Enanismo radicular

6. Apices abiertos

7. Fracturas apicales

2.2.1 Muestra

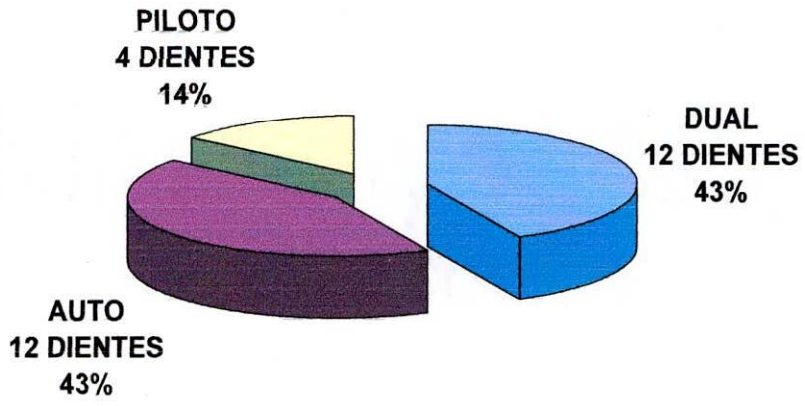
La muestra fue de 24 dientes y 4 dientes adicionales para la calibraciónde la máquina universal de pruebas (INSTRON).

La selección de los dientes se realizó a un solo ciego en donde uno de los investigadores tomaba el diente de un recipiente, el otro investigador le asignaba un rótulo y lo clasificaba para el grupo A o el grupo B según el tipo de cemento.

Los dos grupos fueron distribuidos mediante asignación aleatoria utilizando RAM#, de una calculadora científica modelo CASIO 6200 XL.

DISTRIBUCION DE LA MUESTRA

TIPO DE CEMENTO



2.3 VARIABLES

2.3.1 Independiente

2.3.1.1 Tipo de cemento

Cemento: Material dental utilizado como mecanismo de unión entre una restauración y el diente preparado.

Con cemento de resina tipo dual

Con cemento de resina de autopolimerización

2.3.2 Dependiente

2.3.2.1 Resistencia a la fractura

Resistencia a la fractura: Es la máxima fuerza requerida para deformar permanentemente un cuerpo, mide las fuerzas interatómicas en forma colectiva (Phillips, R. W. 1986).

El término también se aplica a la resistencia a la tracción, y se define como la fuerza por unidad de sección que resiste un cuerpo antes de romperse. En teoría, la máxima resistencia longitudinal la presentan los cristales puros, en los que la fuerza longitudinal sería la requerida para romper las moléculas. De hecho no existe una resistencia tan alta debido a defectos de las estructuras cristalinas, que en realidad son conjuntos de cristales, o debido a las impurezas que suelen estar presentes.

Es la representación del módulo de elasticidad, pero a nivel de un cuerpo con forma y volumen:

R: Fuerza (Kg/cm2) / Deformación (Cm/cm)

Se divide la fuerza entre la deformación y se expresa en unidad de carga sobre área.

Medida que se tomará con la máquina universal de pruebas INSTRON®
Las unidades de carga están expresadas en Kg/mm fuerza.

2.4 PLAN PARA RECOLECCIÓN DE DATOS

Ficha de recolección de los datos obtenidos en la prueba realizada en la máquina universal INSTRON® con los dientes premolares.

METODO DE SELECCIÓN ALEATORIA DE DIENTES PARA DISTRIBUIR EN GRUPOS

TABLA 1 ILUSTRATIVA DE ALOCACIÓN ALEATORIA DE DIENTES

DIENTE	GRUPO	RAM#	PAR	IMPAR
1	A	0,360	X	0
2	B	0,179	O	X
3	A	0,188	X	0
4	B	0,947	O	X
5	B	0,547	O	X
6	A	0,712	X	0
7	A	0,454	X	0
8	B	0,391	O	X
9	A	0,732	X	0
10	A	0,568	X	0
11	B	0,327	O	X
12	A	0,552	X	0
13	B	0,803	O	X
14	B	0,819	O	X
15	A	0,532	X	0
16	B	0,151	O	X
17	B	0,499	O	X
18	B	0,295	O	X
19	A	0,014	X	0
20	B	0,239	O	X
21	B	0,395	O	X
22	A	0,630	X	0
23	A	0,964	X	0
24	A	0,662	X	0

TABLA 2 TABLA DE DATOS

DIENTE	GRUPO	CEMENT
1	A	DUAL
2	B	AUTO
3	A	DUAL
4	B	AUTO
5	B	AUTO
6	A	DUAL
7	A	DUAL
8	B	AUTO
9	A	DUAL
10	A	DUAL
11	B	AUTO
12	A	DUAL
13	B	AUTO
14	B	AUTO
15	A	DUAL
16	B	AUTO
17	B	AUTO
18	B	AUTO
19	A	DUAL
20	B	AUTO
21	B	AUTO
22	A	DUAL
23	A	DUAL
24	A	DUAL

2.5 PLAN DE CAMPO O PROCEDIMIENTO

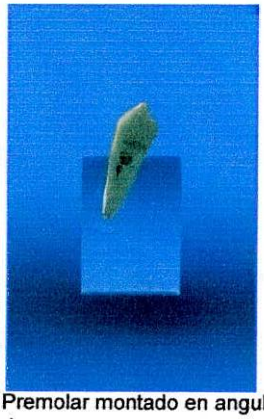


Fig 1. Premolar montado en angulación de 30 grados.

Se inició con la recolección de 24 dientes y 4 adicionales para realizar la prueba piloto y calibración de la máquina universal de pruebas INSTRON® los dientes seleccionados fueron primeros premolares recién extraídos por indicación ortodóntica, con criterios de exclusión e inclusión, los que se recogieron en los diferentes pisos de la Clínica del Colegio Odontológico Colombiano ubicando en cada uno frascos de boca ancha rotulados.



Fig 2. control Rx de cementación de poste de titanio y construcción del muñón



Fig 3. Muñón reconstruido con Para Core®.

Estos se mantuvieron sumergidos en formalina al 10% hasta el momento de su utilización para evitar su deshidratación. Se colocaron en hipoclorito de sodio al 5.25% durante dos horas con el fin de desinfectarlos y de eliminar residuos. Posteriormente se colocaron en un cubo de resina epóxica con medidas de 2 cm X 2 cm en su base X 3 cm de alto, con una angulación de 30 grados para que las fuerzas compresivas generadas por la máquina universal de pruebas INSTRON® se conviertan en fuerzas tangenciales similares a las producidas en boca; sumergidos hasta dejar 1.5 mm libres por debajo de la línea amelocementaria con respecto al plano superior del cubo, para simular el efecto férula; la estandarización tanto de los tratamientos convencionales de conductos como para la cementación de los postes se realizo de la siguiente manera: Se efectuaron los tratamientos convencionales de conductos bajo protocolo ya establecido La preparación se hace obteniendo acceso directo a los forámenes apicales y no simplemente a los orificios del conducto, se procedió a preparar la cavidad de acceso con una fresa redonda No 8 de diamante o de acero hasta el techo de la cámara pulpar, se regularizo la cavidad de acceso con una fresa Endozeta, se localizaron los orificios de los conductos con un explorador de conductos y se penetró a ellos a la longitud calculada con una lima No 15. Se determinó la longitud tentativa de trabajo con la Rx periapical para iniciar conductometría tentativa inicial, una lima No 35 (LAM) y un dentímetro. La limpieza de los conductos (Debridar) es la eliminación de irritantes existentes o probables del sistema de conductos radiculares que se realizó mediante

Hipoclorito de Sodio al 5.25%, junto con la acción micromecánica de las limas; para dejar una forma cónica o infundibular desde apical hacia coronal, utilizando la técnica Crown Dawn con ayuda de un quelante (RC Prep.), la obturación, se efectuó utilizando conos de gutapercha (Maillefer), empleándose dos técnicas: condensación vertical y condensación lateral con la ayuda de un espaciador A25, A30 y un condensador B25, y un cemento a base de hidróxido de calcio (Sealapex). La obturación debe quedar a 1mm del foramen apical. La corona fue removida a 1.5 mm por encima de la línea amelocementaria, el corte se realizó con discos de diamantes montados en una pieza de baja velocidad y se regularizó con una fresa de diamante troncocónica de grano grueso y punta plana, bajo constante refrigeración para mantener hidratados los dientes con una pieza de alta velocidad. La desobturación se realizó con fresas Orifice Shaper, dejando un selle apical de 4 mm. (Stanlee J.P., Caputo A. A. y Col, 1972).

Los pernos utilizados fueron Tenax™ los cuales son pernos híbridos de diseño paralelo cónico en la punta o extremo final. Es un sistema pasivo (no roscado); que permite un excelente ajuste a la forma natural del conducto y / o a la preparación del mismo, no causa tensiones laterales disminuyendo los riesgos de fractura radicular. Son fabricados en Titanio el cual es un material rígido, biocompatible clínicamente. Permiten una retención de hasta 50kg siendo un excelente rango de retención. Viene en una presentación de

colores dependiendo de su longitud y diámetro negro 1.1, gris 1.2 , amarillo 1.3, rojo 1.4, azul 1.5, verde 1.6 de diámetro con una longitud de 13 mm.

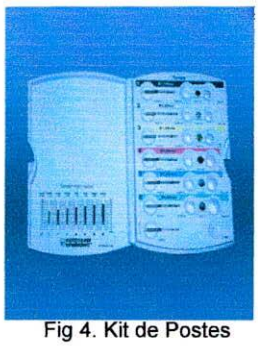


Fig 4. Kit de Postes

Estos 24 dientes fueron divididos en dos grupos experimentales de 12 dientes cada uno, Grupo A: Se utilizó Tenax™ de una longitud de 13 mm amarillo y un diametro de 1.3 mm y ParaPost® Cement™. Grupo B: Se utilizó Tenax™ de una longitud de 13 mm amarillo y un diámetro de 1.3 mm y Relix ARC® 3M™.

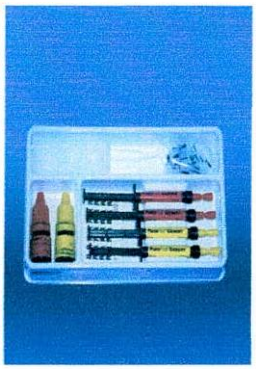


Fig 5 Cemento de autopolimerización



Fig 6. Cemento de curado dual Relyx ARC®

Los kits de postes prefabricados emplean ensanchadores especiales para la preparación del conducto que son del mismo tamaño y configuración que los postes. Hay que preservar la mayor parte de tejido dentario con el fin de que las paredes axiales no se debiliten. Para determinar la longitud del poste prefabricado es preciso medir inicialmente en una radiografía periapical tomada con paralelismo la longitud total radicular, y bajo los criterios de desobturación definir la longitud real del poste a cementar. Se colocó un tope de goma a la fresa Orifice – Shaper para iniciar el proceso de desobturación teniendo en cuenta el eje longitudinal del diente. El kit de postes prefabricados de titanio, dentro de sus aditamentos trae una fresa o ensanchador para alistar el diámetro del canal radicular y su longitud. Se introduce inicialmente el poste prefabricado para comprobar su adaptación. Se verificó su longitud diámetro y adaptación teniendo en cuenta que la inserción del poste debe ser totalmente pasiva. (Fisher, D. W. y Col, 1982).

El tejido dentario se preparó realizando grabado con ácido fosfórico al 37% por 20 segundos a las paredes internas del canal para producir retención micromecánica, se lava con agua/aire durante 10 segundos, se aireó durante 10 segundos preservando la humedad de la dentina, se aplicó adhesivo y se deja actuar durante 40 segundos, se polimerizó con un pin transductor de luz durante 40 segundos. El cemento que se utilizó es el Relix ARC® de curado Dual de la compañía 3M™. COLOMBIA, se mezcló el cemento dual en proporciones iguales (1-1) se mezcló vigorosamente hasta

obtener una mezcla homogénea, se llevó al canal con una fresa léntulo en espiral para llevar lo más apical posible y distribuirlo a lo largo de las paredes del canal radicular, inmediatamente se colocó in situ el retenedor prefabricado (poste) y se introdujo pasivamente con presión digital hacia apical, se polimerizó con luz durante 5 seg se retiraron excesos y se terminó la polimerización por 40 segundos más por superficie. Posteriormente se procedió a la reconstrucción del muñón.



Fig 7. Material reconstructor de muñones
Para Core®

Para la reconstrucción del muñón se usó una forma plástica ParaForrm de la compañía COLTENE WHALEDENT ™, las que vienen numeradas en tamaños de 1 a 10 y dependiendo del diente que se va a restaurar. Se utilizo la forma indicada para dientes premolares y el tamaño numero 4, finalmente se utilizo la resina reconstructora de muñones Para-Core® de la compañía COLTENE WHALEDENT™ la que se polimeriza por luz durante cuarenta

segundos, dejando una altura del muñon de 5mm y una línea de terminación de 1.5 mm. (efecto férula).

El cemento de autocurado Para-Post® Cement de la compañía COLTENE WHALEDENT™, fué el utilizado para la cementación de postes del grupo B. Está formado por una acondicionar A y B y un cemento de resina a base de catalizador.

Composición:

Componentes del acondicionador A: Metacrilato de hidroxietilo, mono- y dimetacrilatode glicerina, polialquenoatos metacrilizados do maleico, benzoilperóxido.

Componentes del acondicionador B: Etanol y agua.

Componentes del catalizador del cemento: Metacrilato diglicidol de bisfenol A (Bis GMA), metacrilato dietóxico de Bisfenol A (Bis HEMA), metacrilato trietileno glicol (TEGDMA), Vidrio de bario silanizado, sílice amorfa, benzoil peróxido (BPO).

Componentes de la base del cemento: Metacrilato diglicidol de bisfenol A (Bis GMA), metacrilato dietóxico de Bisfenol A (Bis HEMA), metacrilato trietileno glicol (TEGDMA), Vidrio de bario silanizado, sílice amorfa.

Este cemento está indicado para la cementación permanente de postes en el canal radicular. Y está contraindicada en caso de imposibilidad de mantener el diente completamente seco durante la aplicación y en caso de poca higiene oral. Se debe evitar el uso de productos que contengan eugenol y escencia de clavo cuando se usa este producto, ya que puede efectuar la polimerización del cemento. Los cementos de resina son más retentivos que los de ionómero de vidrio y fosfato de zinc. (Junge T. et all 1998).

Se mezcló en proporciones iguales (1:1), base y catalizador formando una mezcla homogénea y fluida. Se introdujo el material cementante dentro del conducto con un léntulo en espiral se recubrió con una capa delgada capa de cemento el poste prefabricado el cual se fue introduciendo lentamente dentro del canal radicular hasta su posición final permitiendo que salgan los excesos de cemento, los que se retiraron con cucharilla y se hizo presión digital hasta que el cemento polimerizó. Terminado el proceso anterior con las dos técnicas de cementación seleccionadas se llevarán los dientes a la máquina universal de pruebas, INSTRON® modelo 1011, para determinar la resistencia a la fractura de dos agentes cementantes utilizados en la cementación de retenedores intrarradiculares prefabricados en titanio y se evaluaron macroscópicamente. que es un aparato mecánico que tiene un monitor electrónico el cual produce y mide fuerzas tensionales y compresivas de diferentes materiales en un punto determinado del espécimen que se está analizando.

Los componentes básicos de este modelo son identificados a continuación: pedestal de carga, cabezal desplazable, transductor de carga: el transductor de carga calibrado en el movimiento del cabezal a través del pedestal se encarga de medir la carga aplicada. El transductor de carga estándar tiene una capacidad máxima de carga de 1000 libras (500 Kg. =5000 newton). Transductores de 100 libras (50 kilogramos 500 newton) y 10 libras (5 Kg. = 50 newton) de capacidad máxima, son opciones disponibles. (se selecciona el transductor de carga según el rango de fuerza al cual se desea medir la probeta, consiguiendo mayor exactitud en la medida),número de calibración del transductor de carga: el número aplicado para el transductor de 1000 libras = 500 Kg. — 5000 n define la precisión estándar que tiene este una vez fabricado, el cual se encuentra en la cara externa del transductor, un número para cada tensión y compresión en unidades inglesas o unidades métricas (es como un factor de corrección para tener en cuenta según la carga aplicada a la probeta) para los transductores de 100 y 10 libras y no tienen este numero pues son para usar en cargas precisas cubierta del transductor: tornillo guía o conductor: se encarga de mover el cabezal "móvil a través del pedestal comandando la velocidad de este, cabezal fijo: es una estructura para soportar el tomillo guía. palanca de precarga: guía de desplazamiento, correa del motor: esta correa transmite el movimiento de rotación impartido por el motor mediante poleas intermedias. siendo restringido el desplazamiento de este por los switch de final de carrera, correa principal conductora, tensionador: este es un ensamble ajustable el cual mantiene la

tensión optima de la correa principal conductora la correa debe estar con el temple adecuado pues si esta muy suelta podría patinar o salirse de la polea, o si esta muy tensa podría forzar mucho los rodamientos de lo ejes desajustando la máquina y por consiguiente tener datos imprecisos de la prueba polea conductora del tornillo guía: es una polea la cual rota por acción de la correa principal conductora y está conectada mecánicamente al tomillo líder o guía completando el tren conductor del motor, transformador de potencia: este transformador esta conectado a la entrada de la fuente principal de poder, controlando el voltaje necesario de corriente alterna para la operación eléctrica, sistema nivelador: son unos tomillos que se encuentran en la base de la maquina los cuales se ajustan para nivelar la máquina horizontalmente cuando es instalada (simplemente para que no quede ladeado) cubierta del tornillo guía, botón de parada de emergencia, zapato guía, interruptores de final de carrera, varilla distanciadora del switch: limite de parada superior ajustable, límite de parada inferior ajustable, activador del switch, base adaptadora de gancho es una conexión rígida entre el gancho inferior y la base del pedestal carga, consola: es la cabina la cual contiene los controles e indicadores de la maquina, motor conductor.

Esta máquina se programó para ejercer fuerzas compresivas entre 0 y 100kg; teniendo en cuenta que las fuerzas ejercidas sobre los dientes está

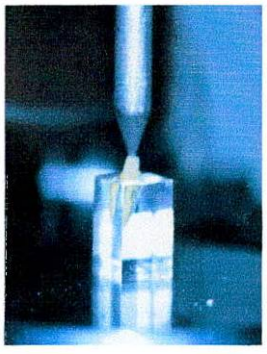


Fig 8. Pin ejerciendo fuerza tangencial.

entre 65 y 85kg /cm 2 . La máquina universal de pruebas detectar le momento de fractura deteniéndose en ese mismo instante y registrando los datos en una pantalla digital en el control de mando de la misma. Estos datos fueron tabulados en tablas diseñadas para tal fin obteniendo los resultados.

2.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La información obtenida de la Máquina Universal de Pruebas INSTRON® fue tabulada en Excel. Se calcularon las principales medidas de tendencia de los datos y se aplicó el test t-Studen para la comparación de promedios de resistencia a la fractura.

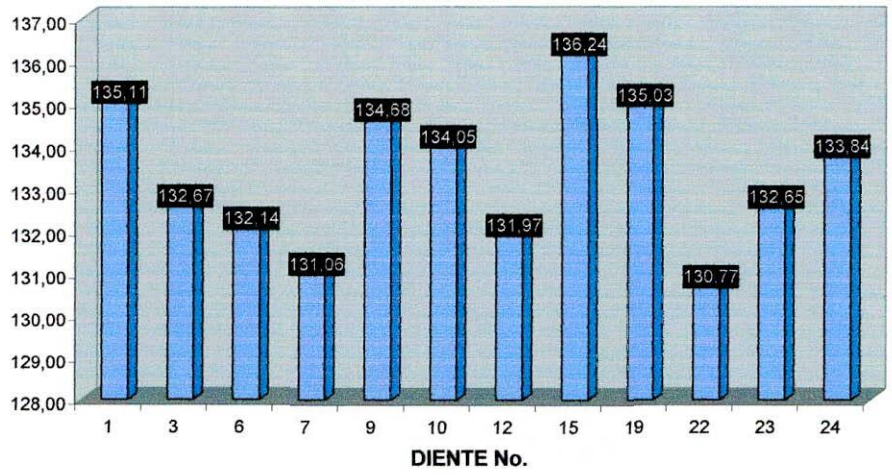
3. RESULTADOS

Los datos obtenidos de ambos tipos de cemento se resumen en la siguiente Tabla 1 y gráficas donde se calcula el valor de la varianza, desviación, mediana para cada uno de los grupos.

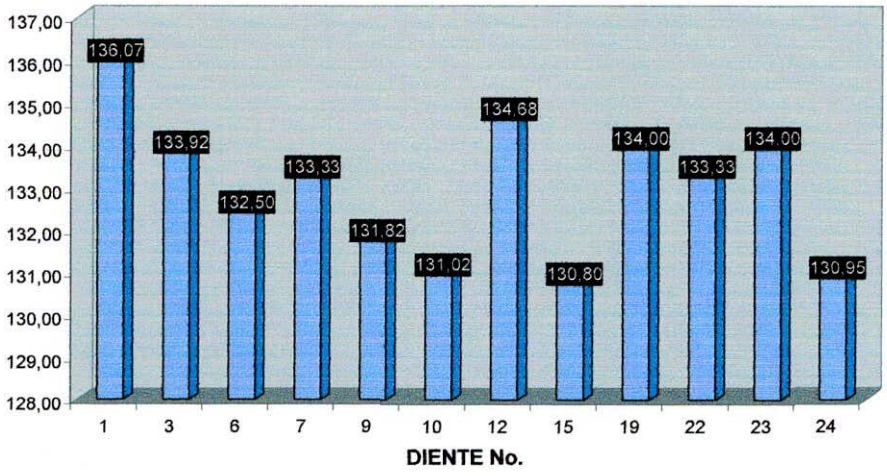
DIENTES CEMENTADOS CON			
DIEN	**GRU**	**KG/**	**MPA**
1	A	40,82	136,07
3	A	48,21	133,92
6	A	53,00	132,50
7	A	72,00	133,33
9	A	58,00	131,82
10	A	70,75	131,02
12	A	51,18	134,68
15	A	52,32	130,80
19	A	67,00	134,00
22	A	48,00	133,33
23	A	67,00	134,00
24	A	55,00	130,95
		MEDIA	**133,04**
		VARIANZA	**2,72**
		DESVIACION	**1,65**
		MEDIANA	**133,32**

DIENTES CEMENTADOS CON			
DIEN	**GRU**	**KG/m**	**MPA**
2	B	37,83	135,11
4	B	39,80	132,67
5	B	37,00	132,14
8	B	68,15	131,06
11	B	51,18	134,68
13	B	77,75	134,05
14	B	50,15	131,97
16	B	51,77	136,24
17	B	91,82	135,03
18	B	68,00	130,77
20	B	63,67	132,65
21	B	66,92	133,84
		MEDIA	**133,35**
		VARIANZA	**3,00**
		DESVIACION	**1,73**
		MEDIANA	**133,26**

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE POSTES DE TITANIO CEMENTADOS CON CEMENTO A BASE DE RESINA DE AUTOCURADO



RESISTENCIA A LA FRACTURA DE POSTES DE TITANIO CEMENTADOS CON CEMENTO A BASE DE RESINA TIPO DUAL



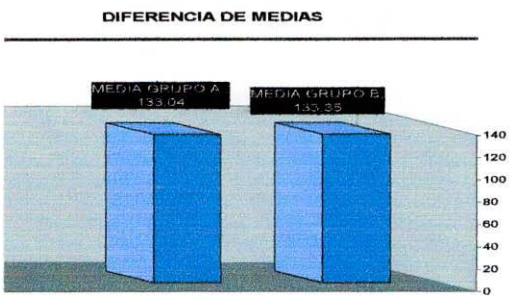


Gráfico de los promedios de resistencia en Megapascales para cada grupo.

No es significativa la diferencia presentada entre los datos de la prueba con cada cemento.

Bajo la hipótesis nula (Ho) de que las medias de Mpa necesarios para fracturar el diente son iguales para ambos tipos de cementos; y la hipótesis alterna (Hi) que plantea la desigualdad de medias, fue aplicado el Test t-Studen.

El test concluye que no existe evidencia estadística para rechazar la Ho que supone igualdad de medias.

PruebaT para muestras independientes

Se aplicó la prueba T para dos muestras independiente donde se comparan dos grupos independientes de observaciones con respecto a una variable numérica.

La aplicación de este contraste paramétrico requiere la normalidad de las observaciones para cada uno de los grupos. La comprobación de esta hipótesis se realiza por métodos gráficos por medio del histograma de frecuencia en donde los datos muestran una tendencia a centralizar sus valores. Este tipo de metodología exigirá que la varianza en ambos grupos de observaciones sea la misma. En primer lugar se desarrollará el test t de Student para el caso en el que se verifiquen ambas condiciones, discutiendo posteriormente el modo de abordar formalmente el caso en el que las varianzas no sean similares.

Bajo las hipótesis de normalidad e igual varianza la comparación de ambos grupos puede realizarse en términos de un único parámetro como el valor medio, de modo que en el caso planteado la hipótesis de partida será, por lo tanto:

H_0: la media de megapascales necesarios para fracturar el diente con cemento dual es igual a la media de megapascales necesarios para fracturar el diente con cemento de autopolimerizacion.

En el grupo 1 el tamaño de la muestra es n=12 y en el grupo 2 el tamaño de la muestra es m=12.

El t test para dos muestras independientes se basa en el estadístico:

$$t = \frac{\overline{X} - \overline{Y}}{\sqrt{\frac{(n-1)\hat{S}_1^2 + (m-1)\hat{S}_2^2}{n+m-2}}\sqrt{\frac{1}{n} + \frac{1}{m}}} \qquad (1)$$

donde $\overline{X}$ e $\overline{Y}$ denotan el peso medio en cada uno de los grupos:

$$\overline{X} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} X_i$$

$$\overline{Y} = \frac{1}{m}\sum_{i=1}^{m} Y_i$$

y $\hat{S}_1^2$, $\hat{S}_2^2$ las cuasivarianzas muestrales correspondientes:

$$\hat{S}_1^2 = \frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(X_i - \overline{X})^2$$

$$\hat{S}_2^2 = \frac{1}{m-1}\sum_{i=1}^{m}(Y_i - \overline{Y})^2$$

Si la hipótesis de partida es cierta el estadístico (1) seguirá una distribución t de Student con n+m-2 grados de libertad. De ser así, el valor obtenido debería estar dentro del rango de mayor probabilidad según esta distribución. Tomaremos como referencia el rango de datos en el que se concentra el 95% de la probabilidad. El valor-p que usualmente reportan la mayoría de paquetes estadísticos no es más que la probabilidad de obtener, según esa distribución, un dato más extremo que el que proporciona el test. Como ya se dijo, refleja también la probabilidad de obtener los datos observados si fuese cierta la hipótesis inicial. Si el valor-p es muy pequeño (consideramos $p<0.05$) es poco probable que se cumpla la hipótesis de partida y se debería

rechazar. La región de aceptación corresponde por lo tanto a los valores centrales de la distribución para los que p>0.05. En el caso planteado el valor-p correspondiente es de **0,03573586**, de modo que no existe evidencia estadística de que el peso medio en ambos grupos sea diferente. Este caso en el que se dispone de dos grupos de observaciones independientes con diferentes varianzas, obviamente, el primer problema a resolver es el de encontrar un método estadístico que nos permita decidir si la varianza en ambos grupos es o no la misma. El F test o test de la razón de varianzas viene a resolver este problema. Bajo la suposición de que las dos poblaciones siguen una distribución normal y tienen igual varianza se espera que la razón de varianzas:

$$F = \frac{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}\left(X_i - \bar{X}\right)^2}{\frac{1}{m-1}\sum_{i=1}^{m}\left(Y_i - \bar{Y}\right)^2} = \frac{\hat{S}_1^2}{\hat{S}_2^2}$$

Siga una distribución F de Snedecor con parámetros (n-1) y (m-1).

PRUEBA T VARIANZAS DESCONOCIDAS PERO IGUALES
Ho: LAS MEDIAS SON IGUALES
Hi: LAS MEDIAS SON DIFERNTES

- **SE CALCULA EL VALOR DEL ESTADÍSTICO t**

$$t = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{\sqrt{\frac{(n-1)\hat{S}_1^2 + (m-1)\hat{S}_2^2}{n+m-2}}\sqrt{\frac{1}{n} + \frac{1}{m}}} = \mathbf{-0.457}$$

- SE ENCUENTRA LA DISTRIBUCIÓN DEL ESTADÍSTICO CON N+M- 2 DE LIBERTAD A DOS COLAS Y SE COMPARA CON EL ESTADSTICO.

DISTR. T (-D65; 22;2) = 0.65240313 < 0,457

POR LO TANTO NO EXISTE EVIDENCIA ESTADÍSTICA PARA RECHAZAR LA HIPÓTESIS NULA

PRUEBA F PARA DETERMINAR SI LAS VARIANZAS POBLACIONALES SON IGUALES O DISTINTAS

- SE CALCULA EL ESTADÍSTICO F Y SE COMPARA CON LA DISTRUBUCIÓN F CON N -1 Y M -1 GRADOS DE LIBERTAD

$$F = \frac{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(X_i - \bar{X})^2}{\frac{1}{m-1}\sum_{i=1}^{m}(Y_i - \bar{Y})^2} = \frac{\hat{S}_1^2}{\hat{S}_2^2}$$

= 0.90633392

COCIENTE DE LAS VARIANZAS MUESTRALES

DISTR. F (J26;11;11) 0,5633 > 0,01

POR LO TANTO ES MUY PROBABLE QUE LAS OBSERVACIONES PROVENGAN DE POBLACIONES CON IGUAL VARIABILIDAD

4. DISCUSION

Siguiendo los parámetros de la investigación no se encontró diferencia estadísticamente significativa en ninguno de los grupos de postes de titanio prefabricados, cementados con cemento a base de resina tipo dual y de autocurado.

Estos hallazgos corroboran según Saupe y Cols (1996) que los cementos a base de resina aumentan la resistencia a la fractura de los postes prefabricados de titanio, en donde utilizaron postes cementados con resina en dientes tratados endodónticamente.

Newman MP (2001) asegura que es importante mantener la mayor cantidad de tejido dentario remanente sano (efecto férula), pues este aumenta la resistencia a la fractura. Según los estudios realizados por Sorensen y Engleman 1990) encontraron que 1.0 mm de pared dentaria vertical entre el margen del poste y el hombro de la preparación proporciona un espesor suficiente que aumenta la rigidez estructural dentaria.

Ross IF (1980) confirma que para lograr las características de resistencia a la fractura, también es fundamental una técnica adecuada de cementación

adhesiva a tejido dentario con un adecuado agente cementante fabricado a base de resina. Goldman y Cols (1984) recomiendan el uso de un léntulo para llevar el material cementante lo más apical posible y distribuirlo en las paredes del canal radicular, aumentando la retención hasta en un 90%.

Saupe y Cols (1996) afirman que la resistencia a la fatiga es significativamente más alta con postes de Titanio cementados con técnica adhesiva confirmando los resultados obtenidos en este análisis.

Teniendo en cuenta el tipo de fractura y observando el complejo diente, cemento, poste; se pueden presentar fallas de tipo cohesivo y adhesivo. Suh BI (1991) afirman que cuando es de tipo cohesivo es porque hay una mala aplicación del material en el momento de la cementación o porque la composición del agente cementante es deficiente por lo tanto se deberían aumentar las propiedades físicas de este. Cuando se presentan fallas de tipo adhesivo evidentemente existe una técnica inadecuada del manejo a tejido dentario, por la no realización de tratamiento superficial lo que altera la adhesión del material cementante al poste prefabricado de Titanio.

Otro aspecto importante a resaltar son las fuerzas oclusales que se encuentran entre 65 – 85 kg / cm2 y los dientes naturales vitales soportan estas cargas; sufriendo cuando son excesivas desgastes en las superficies oclusales e incisales y abfracciones; solo en algunos casos fracturas según

Boucher 1994. Esta investigación demostró que los dientes restaurados con postes de Titanio cementados con cementos a base de resina de curado dual y de autopolimerización soportan cargas por encima de estos valores.

CONCLUSIONES

La forma infundibular del poste de titanio Tenax® evita retirar mayor cantidad de tejido dentario, preservando la integridad radicular.

Las características de retención del poste de titanio Tenax® evita el desalojo del mismo.

Es importante dejar la mayor cantidad posible de tejido dentario sano (efecto férula), para garantizar un mejor comportamiento biomecánico aumentando la resistencia a la fractura.

La realización de una buena técnica adhesiva a tejido dentario aumenta la resistencia a la fractura de los postes de titanio Tenax® sometidos a cargas compresivas en la máquina universal de pruebas INSTRON®.

Al realizar la prueba de resistencia a la fractura no hubo diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de dientes cementados con cemento de resina tipo dual y el cemento de resina de autopolimerización.

El uso de cementos a base de resina tipo dual y de autopolimerización, no modifica la resistencia a la fractura de los postes prefabricados de titanio.

RECOMENDACIONES

A partir de este estudio pudimos identificar algunos errores que se cometieron como el no rehabilitar con una corona completa el diente para obtener resultados más reales de la investigación, por lo tanta se recomienda que para futuras investigaciones se realice la rehabilitación completa del diente.

Se sugiere que se estudien otras variables como son la fuente y tipo de luz para polimerizar la resina dual, el tipo de fractura, la localización de fractura, el tiempo de fractura.

Se recomienda que se realice una investigación analizando el material reconstructor del muñón por que es allí la zona más susceptible de fracturas.

BIBLIOGRAFIA

BALOOCH, M., y Marchall Kinney, J. H. *Viscoelastic properties of the calcified human dentin* By AFM. Trans Acad Dent Mamtter 1996. Pág 269- 272.

BAUML, Dowell. *Placement in the Endodontically Treathed Tooth.* J Conn State Dent Assoc 1979 ; 53, Pág. 116-117.

BLITZ, N; SEROTA – K – S , *Rehabilitación de Dientes Tratados Endodonticamente Refutando Los Mitos, Definiendo el Futuro,* Salud Dental, 1995, 85(12), Pág. 19-14.

BLOOM- FAWCETT. *Tratado de histología.* 11ª. Edición. Editorial Interamericana –MC Graw Hill. Madrid: 1998. Pág 609.

BÓVEDA, CARLOS. *Adhesión en la Reconstrucción de Dientes Tratados Endodónticamente,* Venezuela, 2000-2001, Pág 203.

BOUCHER Carl O, Zarb,Bulender, Hickes, Carlsson, Prostodoncia Total de Boucher. México Mc Graw Hill 1994. Edición 10. Pág 4-9.

BUTLER WT. The nature and functional significancia of dentin extracellular matrrix proteins. Int J Dev biol 1995;39: Pág 169- 179.

CARVALHO RM, YOSHIYAMA M, in vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization Arch Oral Biol 1996,41 : Pág 369- 377.

CARVALHO RM, Zhang Y. Shrinkag force of demineralized dentin during air-drying.J Dent Rest 1996; 76 Pág 238.

CASTELLUCCI , A, Endodonzia . Capitulo 25 . Edit II Tridente, 1993.

CHISTIAN WG, BUTTON GL, MOON PC, ENGLAND MC, DOUGLAS HB: Post Core Restorartion in Endodontically Created Posterior Teeth.J Endond 1981 ;7 :182-185. Quintessence Int. 1996 ; 27 : 483-91.

COLLEY IT HAMPSON EL, LEHMAN ML: Retention of Post the Crowns: an assessment of the Relative Efficience of Post Indifferent Shapes and Sizes. Br dent J 1968; 124: 63-69.

CRAIG ROBERT, O Brien William J. Y Colaboradores. Materiales dentales. Propiedades y manipulación. Madrid España. Editorial Mosby,1996. Edición 6 16: Pág 216- 221.

DAVIS ,WALTER .Histología y embriología bucal. México Interamericana Mac Graw Hill 1990 Pág 1996-1998. Dental Clinics of Norteamerica. 1998 ; Vol 12, No.1 :pag: 799-810.

GELFAND M,Goldman M, Sunderman EJ, Effect of Complete Veneer Crowns on the Compressive Strength of Endodontically Treated Teeth. J Prosthet Dent 1984; 52:635 – 638.

GOLDMAN M, DeVitre R, Tenca J: Cement Distribution and Bond Strength in Cemented Post, J Dent Res 1984, 63:1392- 1395.

GUZMÁN B HUMBERTO JOSÉ, Manual de Prostodoncia Parcial Fija. Bogotá Dental Internacional, Bogotá, Dental Internatiocional 1999 Tercera Edición .

GUZY, G, NICHOLS, J. In vitro Comparison of Intact Endodontically Trated Theet whit or Without Endopost Reinforcement.J. Prost. Dent 1979 42:39.

HANKS CT, WATEAHA JC, PARCELL,. Permeability of biological and Synthetis molecules through Dentin. J Oral Rehabil 1994; 21. Pág 475-487.

HANSEN S, KRELL RB Permeability Effects of two Dentin Adhesive Sistem. J Esthetic Dent, 1992; 4. Pág 169-171.

INGLE, J , STEEL , S, WANTS, D. Restauración de Dientes Sometidos a Tratamiento Endodontico y Preparación para Sobredentaduras Capitulo 21, 1996.

KANTOR, M, PINES, M. Acomparative Study of Restorative Techniques for Pulpless Teeth. J. Prost . Dent 1977 38:405.

KENNETH J. Anuisavice, ciencia de los materiales dentales DE PHILLITS.Décima edición. Edit. Mac Graw-Hill Interamericana México 1998. Pág 313-321.

KOBARIK RE, BREEDING LC, CAUGHMAN WF: Fatigue Life of Tree Core Materials Under Simulated Chewing Conditions. J Prosthet Dent 1992;68:584-590.

KRUPP JD, CAPUTO AA, TRAVERT KC, STANDLEE JP: Dowell Retention whit Glass Ionomer Cements. J Prosthet Dent 1979; 41: 163-166.

MARSHALL GW, MARSHALL SJ, KINNEY JH, BALOOCH M. The dentin Substrate Structure and Properties Related To Bonding. J Dent, 1997; 25: 441- 458.

NAKABAYASHI, N. Bonding to Dentin. Historical Overlooking. Dent Mater J Seoul Natl Uniw 1993; 3:35- 48.

NAKABAYASHI, Nobuo, Pashley David, Hibridization of Dental Hard Tissues. Tokio. Quntesence Publishing Co.1998.

NATHANSON D, ASHAYERI N: New Aspect S of Restoring the Endodontically Treated Tooth . Alpha Omegan 1990; 83:76-80.

NEWMAN Y COLS. Journal Prostodont, 2001, Mar 10 (1) 626- 36.

PANIGHI M,G SELL C. Effect of The Tooth Microstructure on The Shear Bond Strength of a Dental Composite, J Biomecd Mater Res, 1993; 27:975- 981.

PASHLEY DH. The Clinical Correlation of dentin structure and function. J prosthet Dent, 1991; 66. Pág.777-781.

ROSS IF: Fracture Susceptibility of Endodontically Treated Teeth. J Endond 1980; 6: 560- 565.

SAUPE WA. Et al: A comparative study of fracture resistance betwen morphologic dowel and cores and resin-reinforced dowel sistem u\in the intraradicular restoration of structurally compromised roots 1996.

SORENSEN JA, Engelmanms, Ferrule Desing and Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth, J Prosted Dent 1990; 63:529-536.

STANDLEE J.P CAPUTO AA, COLLARD EW POLLACK MH Analysis of Stress Distributuion by Endodontics Post. Oral Surg 1972; 33:952-960.

SORENSEN Y Engleman , Clinical evaluation of resin- bonded, Prostheses Int jJ Prosthodont (1992).

Suh BI: All - Bond Fourth Generation Dentin Bonding System. J Esthet Dent 1991;3:139-147.

STANDLEE, J. CAPUTO, A Endodontic Dowell Retention With Resinous Cements. J. Prosthet . Dent. 1992 68:913.

WALTON Torabinesad. Endodoncia principios y Practica. México Mac Graw Hill Interamericana 1996.

WIRZ J, GRABER G, WIDMER W: Metallische Verankerungselemente in Derd Restaurativen Zahnmedizin, Berlin, Quintessencenz Werlag, 1987, PP41, 51,66,105.

WHITE SN, Yu Z, Kipins V, Effect of Seating Force on Film Thickness of New Adhesive Luting Agents, J Prosted Dent, 1992, 68:476- 481.