

INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA DE LA
UNIÓN AL DIENTE DE DIFERENTES MATERIALES
BIOCERÁMICOS.



TRABAJO DE FIN DE MÁSTER
MÁSTER DE CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
CURSO 2015/2016

ALUMNA: CELIA RUIZ DURÁN
TUTORA: CRISTINA GONZÁLEZ LOSADA

AGRADECIMIENTOS

A la Dra.Dña. Cristina González Losada, tutora de este trabajo, por el esfuerzo, consejo y apoyo depositados. Gracias a esto, el presente estudio se ha podido llevar a cabo.

Al Dr.D. Alfredo Saralegui Calvo por la ayuda prestada.

Al Departamento de Odontología Conservadora de la Universidad Complutense de Madrid, en el cual se ha llevado a cabo este estudio.

A Dña. Carmen Bravo por su colaboración en el procesamiento de los datos estadísticos.

ÍNDICE

JUSTIFICACIÓN	5
HIPÓTESIS	6
OBJETIVOS	6
INTRODUCCIÓN.....	7
1. DIFERENCIAS ENTRE EL AGREGADO TRIÓXIDO MINERAL Y LOS CEMENTOS BIOCERÁMICOS	10
1.1 COMPOSICIÓN	10
1.2 BIOCOMPATIBILIDAD	12
1.3 CAPACIDAD DE SELLADO	15
1.4 COMPORTAMIENTO MECÁNICO	17
1.5 MANIPULACIÓN DEL MATERIAL	21
2. INDICACIONES DE LOS CEMENTOS BIOCERÁMICOS DE SILICATO CÁLCICO	22
2.1 TRATAMIENTO DEL DIENTE CON ÁPICE INMADURO	22
2.2 BARRERAS APICALES EN CIRUGÍA PERIAPICAL.....	24
2.3 REPARACIÓN DE PERFORACIONES PATOLÓGICAS Y IATROGÉNICAS	25
2.4 PROTECCIÓN PULPAR	26
MATERIAL Y MÉTODO	28
1. MATERIAL	28
1.1 SELECCIÓN DE LA MUESTRA	28
1.2 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS	28
1.3 RELACIÓN DE MATERIALES EMPLEADOS PARA LA REALIZACIÓN DEL ESTUDIO MECÁNICO	29
2. MÉTODO	30

2.1 JUSTIFICACIÓN DEL MÉTODO	30
2.2 REALIZACIÓN DE LOS ENSAYOS MECÁNICOS	31
2.2.1 DISEÑO DE LOS PORTAMUESTRAS	31
2.2.2 PROCEDIMIENTO DEL ENSAYO MECÁNICO	37
2.2.3 CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL PARA UN POSTERIOR ESTUDIO DE TESIS DOCTORAL	45
RESULTADOS	46
1. RESULTADOS DEL TEST DE PUSH OUT	46
2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	47
3. TAMAÑO MUESTRAL DE UN FUTURO ESTUDIO	52
DISCUSIÓN	53
1. DISCUSIÓN DEL MATERIAL Y MÉTODO	53
2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	55
CONCLUSIONES	60
BIBLIOGRAFÍA	61

JUSTIFICACIÓN

La unión al diente de los materiales empleados para realizar un tapón o barrera apical es muy importante en el pronóstico del tratamiento realizado. Cuanto más estable y homogénea sea dicha unión mejor va a resultar desde el punto de vista mecánico.

Actualmente, el agregado trióxido mineral (MTA) se considera el material idóneo para fabricar barreras debido a su buen sellado, sus favorables propiedades mecánicas y biocompatibilidad. Sin embargo, éste presenta diversos inconvenientes tales como su manejo clínico, tiempo de fraguado y decoloración dental.

En el esfuerzo por mejorar estos materiales se han desarrollado cementos biocerámicos que pretenden superar dichos inconvenientes, manteniendo las propiedades más favorables del agregado trióxido mineral.

Habitualmente tanto en la realización de barreras en dientes inmaduros como en cirugía periapical, el espesor de dicho tapón se considera estable cuando se sitúa entre los rangos de 3 y 5 milímetros. Grosos por debajo de estas medidas se consideran inestables y por encima, innecesarios.

En este estudio planteamos analizar la resistencia de la unión al diente en cavidades de distinto espesor (3 y 5 mm) empleando dos cementos de biocerámicos novedosos (TotalfillRoot Repair Material® Pasta y Biodentine™) comparándolos con el agregado trióxido mineral (MTA).

HIPÓTESIS

Suponemos que los cementos biocerámicos Totalfill Root Repair Material® Pasta y Biodentine™ poseen la capacidad de unirse al diente para ser usados como materiales de relleno para formar barreras en situaciones clínicas que precisen un tratamiento de apicoformación o bien un sellado retrógrado en cirugía periapical, de la misma manera que el agregado trióxido mineral.

OBJETIVOS

1. Comparar la resistencia mecánica del Biodentine™, Totalfill Root Repair Material® Pasta y ProRoot MTA® White empleados en cavidades de dentina de un espesor de tres milímetros.
2. Comparar la resistencia mecánica del Biodentine™, Totalfill Root Repair Material® Pasta y ProRoot MTA® White empleados en cavidades de dentina de un espesor de cinco milímetros.
3. Comparar la fuerza promedio necesaria para romper la unión al diente de diferentes materiales biocerámicos (TotalFill® Root Repair Material® Pasta, Biodentine™, ProRoot MTA® White).
4. Establecer el tamaño muestral necesario para comparar la resistencia de la unión al diente de los cementos biocerámicos ProRoot MTA® White , Biodentine y Total Totalfill Root Repair Material® Pasta.

INTRODUCCIÓN

Las biocerámicas se incluyen dentro de los materiales cerámicos considerados bioactivos, es decir, que interactúan con los tejidos del huésped. Pueden presentarse en varias formas: porosas, densas, granuladas, en forma de polvo o en revestimientos. A su vez, pueden ser clasificadas como reabsorbibles o no reabsorbibles. Su composición es variada, pudiendo contener zirconio, alúmina, carbono, fosfato cálcico y compuestos de silicio entre otros ^{1,2}.

En Endodoncia, la aparición del agregado trióxido mineral, cemento biocerámico descrito por Lee y Torabinejad en 1993 ³, y comercializado a partir de 1999 con el nombre de ProRoot MTA® (Dentsply, Baillages, Suiza) supuso la aparición de nuevas líneas de investigación persiguiendo conseguir nuevos materiales con propiedades y composición similares tratando de superar sus inconvenientes. Si nos centramos en la fabricación de tapones o barreras apicales tanto en dientes inmaduros como en dientes con ápice reabsorbido o en cirugía periapical, el agregado trióxido mineral (MTA) ha sido el primer material diseñado específicamente para este uso y el que mejores resultados ha ofrecido. Presenta un ajuste marginal muy preciso, lo cual es una cualidad muy deseable para esta aplicación clínica ⁴.

Actualmente el agregado trióxido mineral lo comercializan distintas casas comerciales en diferentes presentaciones: ProRoot MTA® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), Angelus MTA® (Angelus Dental Products, Londrina, Brasil), MTA Plus® (Avalon Biomed, Bradenton, Estados Unidos), Egeo CPM® (Egeo, Buenos Aires, Argentina), Micro-Mega MTA™ (Micro-Mega, Besancon, Francia).

Dentro de los cementos de silicato cálcico desarrollados hasta el momento se encuentran los siguientes :

- Totalfill Root Repair Material® (nombre comercial en Europa) o Endosequence Root Repair Material® (nombre comercial en Estados Unidos y Canadá).

- Biodentine™.
- BioAggregate®.
- Cementos selladores compuestos por partículas biocerámicas son el I Root SP Sealer® ó Endosequence BC Sealer®, I Root BP, EndoSeal®.

Totalfill Root Repair Material® ó Endosequence Root Repair Material®:

El cemento biocerámico comercializado como TotalFill Root Repair Material ® (FKG, La Chaux de Fonds,Suiza) en Europa y con el nombre comercial de EndoSequence Root Repair Material® (Brasseler USA, Savannah, Estados Unidos) en Estados Unidos se presenta como un material de reparación radicular, con aplicaciones similares a las del agregado trióxido mineral. Se trata de un cemento basado en silicato cálcico compuesto por nanopartículas que se unen directamente a la dentina. Es decir, es un material capaz de sellar de forma hermética cualquier comunicación del conducto con el exterior y de ahí se derivan sus diferentes indicaciones.

Se comercializa en una presentación fluida en forma de jeringa (EndoSequence o TotalFill Root Repair Material® Paste) o en forma de masilla (EndoSequence o TotalFill Root Repair Material® Putty). No necesita ser mezclado, por lo que para iniciarse la reacción de fraguado requiere de la presencia de humedad. Según el fabricante está compuesto por silicato cálcico, óxido de zirconio, óxido de tantalio, fosfato cálcico monobásico y agentes de relleno.

Biodentine™:

Otro cemento biocerámico basado en silicato tricálcico es el material comercializado como Biodentine™ (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Francia). Es un material basado en el silicato tricálcico que utiliza el óxido de zirconio como agente radiopacificante, en lugar del óxido de bismuto que contiene el MTA. En el polvo presenta carbonato cálcico como material de relleno para reducir su tiempo de fraguado. También incorpora un líquido para mezclar con el polvo que contiene cloruro cálcico y actúa como acelerador del tiempo de endurecimiento (doce minutos según el fabricante). Incorpora en su composición un polímero hidrosoluble que actúa

como agente captador de agua para mantener una adecuada fluidez. A diferencia de los cementos agregados, éste se presenta en cápsulas predosificadas y que deben ser mezcladas en una amalgamadora y de esta manera evitar los errores en el proceso de mezcla por parte del operador ⁵.

BioAggregate®:

Con el nombre de BioAggregate® (Innovative Bioceramix, Vancouver, Canadá) se ha estado comercializando hasta 2014 un cemento biocerámico muy similar en su manejo al MTA ya que se trataba de una mezcla de un líquido (agua desionizada) y un polvo (compuesto por nanopartículas de silicato tricálcico, silicato dicálcico, fosfato cálcico monobásico, dióxido de silicio amorfo y pentaóxido de tantalio) ^{6,7}. Se diferencia del MTA principalmente en que no contiene aluminio en su composición y usa como radiopacificador óxido de tantalio en lugar de óxido de bismuto ⁶. Actualmente no está disponible para su utilización.

Cementos selladores de conductos biocerámicos:

Al mismo tiempo, se han desarrollado distintos cementos selladores de conductos compuestos por partículas biocerámicas con el fin de mejorar las propiedades de los selladores que se emplean en la actualidad:

- I Root SP Sealer® (Innovative Bioceramix Inc, Vancouver, Canadá) es un cemento sellador basado en silicato cálcico, fosfato cálcico, hidróxido de calcio, óxido de zirconio como radiopacificador y libre de aluminio distribuido originalmente en China desde 2010. Se presenta en una jeringa de automezcla preparada para introducirse dentro del conducto. Este mismo cemento es distribuido con el nombre comercial de Endosequence BC Sealer® (Brasseler USA, Savannah, Estados Unidos).
- I Root BP® (Innovative Bioceramix Inc, Vancouver, Canadá) es un cemento inyectable concebido para ser usado como material de reparación radicular. Se comercializa en una forma premezclada y se aplica en una jeringa para facilitar su manipulación. Existe una nueva generación de este producto, I Root BP Plus®. Éste se presenta en forma de masilla en un frasco y contiene

aceleradores en su composición por lo que se disminuye el tiempo de endurecimiento.

Estos tres cementos comienzan la reacción de fraguado en la cavidad oral ya que necesitan humedad para endurecer.

1. DIFERENCIAS ENTRE EL AGREGADO TRIÓXIDO MINERAL Y LOS CEMENTOS BIOCERÁMICOS

Las principales diferencias de los cementos biocerámicos con respecto a los agregados trióxido minerales son:

- Composición
- Biocompatibilidad
- Capacidad de sellado apical
- Comportamiento mecánico
- Manipulación.

1.1 COMPOSICIÓN

La composición de los agregados trióxido minerales es igual a la de los cementos tipo Portland, salvo que se les incorpora óxido de bismuto como radioopacificante. Su análisis mineralógico demuestra su composición ^{8,9}:

- Silicato tricálcico.
- Silicato dicálcico.
- Aluminato tricálcico.
- Ferritoaluminato tetracálcico.
- Sulfato de calcio dihidratado.
- Óxido de bismuto (radioopacificante).

En cuanto a TotalFill/EndoSequence Root Repair Material® (TRRM/ERRM), según el fabricante, está compuesto por:

- Silicatos cálcicos.

- Fosfato cálcico monobásico.
- Agentes de relleno.
- Óxido de zirconio. (radiopacificante)
- Óxido de tantalio (radioopacificante).

El cemento Biodentine™ está compuesto por una fase líquida y otra en polvo. El polvo está compuesto por:

- Silicato tricálcico
- Carbonato cálcico (relleno)
- Dióxido de zirconio (radiopacificante)

La fase líquida de Biodentine™ está formada por:

- Cloruro de calcio (acelerador)
- Polímero hidrosoluble (captador de agua).

La nueva generación de cementos biocerámicos de silicato cálcico, en líneas generales, son el resultado del desarrollo de la nanotecnología, la cual ha permitido producir partículas cerámicas nanométricas que al interaccionar con el agua consiguen obtener materiales biocompatibles y bioactivos. Esta nueva generación de materiales no contienen aluminio ni bismuto en su composición.

Como radiopacificante, TotalFill Root Repair Material® utiliza óxido de tantalio, el cual es inerte y no se libera en solución¹⁰. Además su tamaño de partícula es grande¹¹.

El óxido de bismuto, en cambio, se disuelve en ambientes ácidos como en lesiones infecciosas perirradiculares en las que se emplea, disminuyendo la biocompatibilidad del MTA. Por lo tanto, altera la precipitación del hidróxido de calcio que sucede en el proceso de hidratación del cemento^{12, 13}.

Otro problema relacionado con el óxido de bismuto es que produce la decoloración del diente en el que se aplica. El óxido de bismuto reacciona con el colágeno de la dentina produciendo un cambio de color y disminuyendo la

luminosidad del diente. No se ha descrito cambios de color, en cambio, en los materiales en los que se incorpora óxido de tantalio como radioopacificante ¹⁴.

En cuanto al mecanismo de hidratación del MTA, en el año 2007 Camilleri ¹², mediante estudios con microscopía electrónica describió el MTA en estado hidratado, llegando a la conclusión de que el MTA al mezclarse con agua producía silicato cálcico hidratado e hidróxido de calcio, y el óxido de bismuto jugaba un papel importante en este proceso uniéndose al primero y afectando a la precipitación del segundo. Por otra parte Tay y cols ¹⁵ llegaron a la conclusión de que el MTA era un material bioactivo cuando se ponía en contacto con fluidos que contienen grupos fosfatos, tales como los fluidos corporales. Esto es así porque en la reacción de fraguado da lugar primeramente a partículas de fosfato cálcico amorfo que finalmente generan cristales de apatita.

Camilleri y cols ⁶ observaron que el silicato tricálcico cuando se somete a hidratación da lugar a silicato cálcico hidratado y a hidróxido de calcio. Ambos se depositan alrededor de los granos del cemento biocerámico.

En este mismo estudio, Camilleri señala que el fosfato cálcico al ponerse en contacto con fluidos corporales da lugar a depósitos de hidroxiapatita, lo cual le confiere la propiedad de bioactividad. El fosfato cálcico es uno de los componentes de los huesos y está presente en la composición del cemento TotalFill/EndoSequence Root Repair Material® y en el cemento BioAggregate® (actualmente no comercializado). ^{6, 10, 12}

En cuanto al Biodentine™, se llegó a la conclusión de que cuando se sometía a hidratación el silicato cálcico daba lugar a silicato cálcico hidratado y liberaba hidróxido de calcio ^{11, 16, 17}. En cuanto al pH de este cemento es similar al del MTA y se mantiene en torno al valor alcalino de 12, durante al menos 28 días ¹¹.

1.2 BIOCMPATIBILIDAD

En Endodoncia, resulta deseable que el material de obturación empleado no sólo no reaccione adversamente con los tejidos dentales y perirradiculares, sino que

estímule la reparación de los tejidos que rodean la raíz, induzca la reparación dentinaria y promueva la desinflamación pulpar si es colocado con ese fin. Una de las ventajas de los nuevos cementos de silicato cálcico, es su biocompatibilidad. Se relaciona esta propiedad con la ausencia de aluminio y de bismuto en su composición.

La biocompatibilidad medida en condiciones in-vitro, en función de la viabilidad de los fibroblastos gingivales de origen humano, muestra unos resultados similares para EndoSequence Root Repair Material Paste y Putty en comparación con ProRoot MTA gris¹⁸.

La biocompatibilidad de un material es inversamente proporcional a la citotoxicidad generada por un producto. Hirschman y cols llegaron a la conclusión de que la citotoxicidad generada por EndoSequence Root Repair Material®, MTA Angelus® y Ultra Blend Plus® (pasta de hidróxido de calcio fotopolimerizable) sobre los fibroblastos dérmicos era similar entre los tres materiales e inferior a la generada por Dycal®¹⁹.

AlAnezi AZ y cols, concluyen que no existen diferencias estadísticamente significativas, en cuanto a la viabilidad de los fibroblastos de ratones, entre el ProRoot MTA® White, ProRoot MTA® Grey y EndoSequence Root Repair Material®. Su respuesta, en cambio, era superior a la del sellador AH26®²⁰.

El estudio de Samyuktha²¹ analiza la viabilidad de los fibroblastos humanos del ligamento periodontal después de estar en contacto con EndoSequence Root Repair Material®, Biodentine™ y ProRoot MTA® durante veinticuatro y cuarenta y ocho horas. Concluyeron que no existían diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la viabilidad de dichos fibroblastos puestos en contacto con los tres cementos. En los tres casos la viabilidad disminuía a las cuarenta y ocho horas.

En cuanto a Biodentine™ se ha demostrado su similar biocompatibilidad para osteoblastos de origen humano, con respecto a ProRoot MTA®²² y su biocompatibilidad con las células pulpares²³.

Además de biocompatibilidad, los cementos de silicato cálcico son materiales considerados bioactivos. Tienen la característica excepcional, con respecto a otros

materiales, de unirse directamente al tejido donde se implanta, especialmente a los tejidos duros como el hueso o los tejidos dentales, sin interposición de una cápsula fibrosa entre el material y el tejido. Esto se produce porque tienen la capacidad de formar en su superficie una capa de apatita cuando están en contacto con fluidos corporales^{1,2}.

El MTA ha demostrado ser un cemento bioactivo ya que cuando se pone en contacto con fluidos corporales, que contienen fosfato, genera en su superficie hidroxiapatita y apatita carbonatada^{15,24}.

En el estudio de Shokouhinejad y cols²⁵ analizan muestras de los cementos BioAggregate®, EndoSequence Root Repair Material® y ProRoot MTA® en discos de dentina radicular, a la semana y a los dos meses de su colocación en éstos. A la semana se observan precipitados en la superficie del cemento pero no en la interfase dentina-cemento. Sin embargo, a los dos meses en todas las muestras se observa una capa intermedia de precipitados entre la dentina y el cemento.

Según este mismo estudio a los dos meses del fraguado y almacenamiento de muestras de MTA, EndoSequence Root Repair Material® y BioAggregate® se encuentran precipitados en su superficie de calcio, fósforo y oxígeno. En las muestras obturadas con agregado trióxido mineral también precipitan en la superficie del cemento bismuto y aluminio, mientras que en los especímenes de BioAggregate® se observan precipitados de tantalio (radiopacificador) al igual que en los de EndoSequence®. Este estudio ratifica la formación de cristales de apatita no solo en el MTA, sino también en las biocerámicas BioAggregate® y EndoSequence Root Repair Material® lo cual confirma su bioactividad.

Biodentine™ también ha demostrado ser un material bioactivo. Han y Okijii²⁶ demostraron que Biodentine™ producía una capa intermedia entre el material y la dentina que mostraban prolongaciones (tags) en su morfología y era rica en calcio y fósforo. Concluyeron que dicha capa era significativamente superior a la de ProRoot MTA White a los treinta y a los noventa días de inmersión en solución tampón fosfato. Kim y cols²⁷ demostraron que Biodentine™ producía una capa intermedia entre el cemento y la dentina tras fraguar en una solución simuladora de un fluido corporal. Dicha capa resultó ser más estrecha que la producida en las cavidades obturadas con

ProRoot MTA® aunque el ratio calcio-fósforo era similar en ambos casos. Los autores atribuyen la formación de una capa más estrecha a la adición de cloruro cálcico como acelerador ya que hace disminuir el tiempo de interacción entre el calcio del material y el fósforo del fluido corporal.

Otro aspecto importante en cuanto a los materiales de reparación y relleno radicular es su efecto antibacteriano. El MTA ha demostrado tener un efecto antibacteriano y antifúngico en numerosos estudios. Sin embargo los resultados son contradictorios en otras investigaciones, debido a las diferentes condiciones y variables analizadas ²⁸.

EndoSequence Root Repair Material® en su presentación en pasta y masilla han demostrado tener un efecto antibacteriano contra *Enterococcus Faecalis* similar al de ProRoot MTA® ²⁹. En otro estudio ³⁰ se demuestra que a las cuarenta y ocho horas tanto EndoSequence Root Repair Material® Putty como ProRoot MTA® Grey y ProRoot MTA® White presentan una disminución significativa de *Candida Albicans*, siendo esta reducción similar en los tres cementos.

Biodentine™ también ha demostrado tener efecto antibacteriano y antifúngico. La acción antimicrobiana de Biodentine™ para *Streptococcus Mutans*, *Enterococcus Faecalis*, *Escherichia Coli* y el hongo *Candida Albicans* era superior que para ProRoot MTA® aunque esto no sucedía de manera estadísticamente significativa. La zona de inhibición bacteriana tenía una media de 3.2 mm para Biodentine™ y de 2.3 para ProRoot MTA® ³¹.

1.3 CAPACIDAD DE SELLADO

Otro aspecto importante a la hora de evaluar la validez de un material que va a ser usado como reparador radicular es su porosidad y capacidad de sellado. En cuanto al MTA, la porosidad está relacionada con la cantidad de agua que se le añade al polvo, aumentando la cantidad de burbujas en la mezcla ³. Mediante microscopía electrónica

se ha observado que el MTA presenta un muy buen sellado por su íntimo contacto con la dentina ⁴.

En los tratamientos en los que se lleva a cabo una barrera apical con MTA Lamb y cols ³² observaron que no existía filtración de fluidos, de manera significativa, en aquellos tapones de 3 mm de grosor o más y sin embargo sí se producía si el tapón era inferior a 2 mm, lo cual debería poder extrapolarse en aquellos tapones apicales llevados a cabo con los cementos biocerámicos de silicato cálcico.

Camilleri y cols ¹⁷ concluyeron que Biodentine™ tenía una porosidad similar a la del IRM después de 28 días de curado en solución balanceada de Hanks. Apuntaron que los especímenes que se habían almacenado en un ambiente seco presentaban cambios en su microestructura, aumentando significativamente la porosidad y los gaps.

En un estudio de adsorción al tinte azul de metileno en defectos de furca creados artificialmente en molares mandibulares, el EndoSequence Root Repair Material® es el material que menor grado de absorción presenta y por tanto mejor sellado consigue, seguido por Micro Mega MTA® y Biodentine® ³³.

El sellado que produce un material de relleno radicular puede ser evaluado también con estudios de filtración bacteriana. Nair y cols ³⁴ observaron en un estudio de filtración bacteriana usando *Enterococcus Faecalis* que no existían diferencias estadísticamente significativas entre la filtración que se producía en los especímenes obturados con ProRoot MTA® White (53.3%) y los obturados con EndoSequence RRM® (66.7%).

Hirschberg y cols ³⁵, sin embargo, obtienen en su estudio resultados radicalmente distintos. En el grupo de Endosequence Root Repair Material® la filtración bacteriana era de un 93% de los especímenes mientras que en el MTA era de un 20%.

Respecto al sellado cabe destacar que Walsh y cols ³⁶ observaron un fenómeno de “mushrooming” al fraguar el ESRRM Putty. Se produce una expansión macroscópica que cuantifican entre 1 y 3 mm.

Un aspecto muy importante para evaluar la capacidad de sellado de un material es la solubilidad de éste. En cuanto a Biodentine™, Singh y cols presentaron un estudio en que evaluaban este aspecto. Su conclusión fue que este cemento presentaba una solubilidad similar a la del MTA hasta el décimo día, pero ésta era superior a los treinta y a los sesenta días ³⁷. Los autores relacionan estos resultados a la superior capacidad de liberar iones a los tejidos dentales circundantes del Biodentine™ con respecto a la del MTA ²⁶.

1.4 COMPORTAMIENTO MECÁNICO

Los estudios que someten un cemento a una fuerza compresiva nos dan información no solo del comportamiento mecánico, sino que también son una medida indirecta de la reacción de fraguado de éste e incluso del sellado que consigue.

Durante el tiempo de maduración, los cementos de silicato cálcico precisan de humedad para endurecer y alcanzar sus propiedades óptimas. La humedad durante el fraguado del MTA ha demostrado ser una variable que incrementa la fuerza de unión del MTA a la dentina radicular y se ha comprobado que la fuerza compresiva del MTA aumenta hasta los 21 días al endurecer el cemento en un medio húmedo ³⁸.

Caronna y cols ³⁹ crearon un modelo experimental de apicoformación en el que introducían en tubos de polietileno tapones de 4 mm de ProRoot MTA® White, EndoSequence Root Repair Material® paste y Biodentine®. Todas las muestras por su parte apical estaban introducidas en solución salina fosfatada, reproduciendo el periápice. Los investigadores dividieron las muestras en un grupo "húmedo" y otro grupo "seco" en el cual los tapones de cemento se sellaron directamente con gutapercha. Como para el Biodentine™ el agua no es indispensable para su fraguado sólo se llevó a cabo el estudio en seco. Después de diez días las muestras se sometieron a un test de microdureza superficial de Vickers (a los 2 mm del ápice y a los 4 mm del ápice). Según este estudio la aplicación de humedad con el pellet no influye en la microdureza superficial de los materiales testados. La microdureza del ProRoot

MTA® era superior a la del Biodentine® y EndoSequence Root Repair Material® paste y no existían diferencias estadísticamente significativas entre estos dos últimos materiales.

Otro aspecto importante que influye en las propiedades mecánicas de los cementos es el pH del medio en el que endurecen los materiales diseñados como reparadores radiculares. Wang y cols ⁴⁰ diseñaron un estudio para evaluar en qué grado afecta el pH del medio a diferentes materiales como el EndoSequence Root Repair Material®(ERRM) Paste, EndoSequence Root Repair Material® (ERRM) Putty, ProRoot MTA® y IRM®. Las principales conclusiones de su estudio son las siguientes:

- El MTA, ERRM Putty y ERRM Paste presentaban una microdureza superior al IRM.
- Las muestras conservadas en agua destilada tenían una mayor microdureza que las conservadas en ácido butírico
- En cuanto a la microestructura de los materiales, las muestras sometidas a ácido butírico presentaban una estructura más porosa y su microestructura era menos cristalina que las que endurecen en contacto con agua destilada.
- En líneas generales, en medio ácido y en agua destilada el MTA presenta una microdureza superior al resto de los materiales analizados (ERRM Putty, ERRM Paste y IRM).
- En todos los materiales evaluados la microdureza era significativamente superior en las muestras conservadas en un pH neutro (7.4) comparada con aquellas en contacto con un pH ácido(5.4)

En el estudio de Elnaghy ⁴¹ se pretende también valorar como influye el pH en las propiedades mecánicas finales de los cementos de silicato cálcico. En este caso, compararon el cemento ProRoot MTA® White con Biodentine™. Estos materiales los dividían en cuatro grupos según el pH del medio en el que fraguaban las muestras durante 7 días: pH 7.4, pH 6.4, pH 5.4, pH 4.4. Se llegó a la conclusión de que el Biodentine™ tenía una microdureza superficial superior y una mayor resistencia a la compresión que la de ProRoot MTA® en todos los pH. Por ello, el autor proponía el uso de Biodentine en ambientes ácidos por ser menos sensible a éstos que ProRoot MTA®.

Los estudios mecánicos de extrusión o “push-out” además aportan una importante información en cuanto a la fuerza de unión de una interfase evaluada; ya que la fractura se produce de manera paralela a la interfase dentina-material, permitiendo evaluar la resistencia a la dislocación y la fuerza de la unión de la interfase entre un material y el tejido dental. Por ello, numerosos estudios in-vitro evalúan mecánicamente la unión diente-material de obturación mediante este tipo de ensayos, analizando diferentes variables.

La variable tiempo tiene gran importancia en las propiedades mecánicas finales de los cementos biocerámicos. Se ha demostrado que la resistencia a la fuerza de extrusión aumenta en EndoSequence Root Repair Putty®, MTA y en BioAggregate® si hacemos el ensayo mecánico al mes de la obturación, respecto a las muestras evaluadas a la semana. El ESRRM Putty presenta una mayor fuerza de unión en ambas mediciones (un mes y una semana) respecto a los otros dos cementos evaluados ⁴².

Shokouhinejad y cols ⁴³ llevaron a cabo un estudio de push-out donde medían la fuerza de unión a la dentina radicular de EndoSequence Root Repair Material® en la consistencia pasta y masilla y la compararon con ProRoot MTA® White. Analizaron la acidez del medio de fraguado, sumergiendo las muestras obturadas en ácido butírico (pH 4.4) y en solución salina tampón fosfato (pH 7.4). Al realizar el ensayo de push out de las muestras fraguadas en solución tamponadora ninguno de los tres materiales mostraba diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, las muestras de EndoSequence Root Repair Material® Putty sumergidas en ácido butírico presentaban valores de resistencia significativamente superiores a los de ESRRM® Paste y ProRoot MTA® White. Se especula acerca de la posibilidad de que los agente de relleno que componen la variedad putty no se vean afectados en ambiente ácido. Además analizaban el tipo de fallo que se produce después de someter las muestras al ensayo mecánico y éste era predominantemente cohesivo, excepto en las muestras de MTA que habían fraguado en ambiente ácido cuyo fallo era mixto.

Walsh y cols ³⁶ evaluaron la resistencia a la fractura de nuevos cementos biocerámicos, respecto a los tradicionales agregados trióxido minerales. Para ello también tuvieron en cuenta que en situaciones clínicas en las cuales se emplean estos

cementos suelen estar en contacto con fluidos orgánicos. Comparan dos medios de fraguado suero salino y suero bovino fetal y concluyen que el EndoSequence Root Repair Material® putty y el MTA Plus® (Avalon Biomed Inc, Bradenton, Estados Unidos) tenían la misma resistencia a la compresión independientemente del medio en el que fraguaban. Esto no ocurre en las muestras obturadas con ProRoot MTA® White que se veían negativamente afectadas al fraguar en suero bovino, puesto que su resistencia disminuía con respecto a los que fraguaban en suero salino.

En cuanto al Biodentine™, el estudio de Aggarwal y cols ⁴⁴ concluye que la resistencia del material aumentaba de manera significativa con el tiempo, al igual que ocurría con ProRoot MTA® y MTA Plus®. Sin embargo, la contaminación con sangre en muestras obturadas con Biodentine™ no interfería en la resistencia mecánica del material en ningún momento, suceso que sí afectaba a ProRoot MTA® disminuyendo su resistencia mecánica a la semana y en el caso de MTA Plus® afectaba a la resistencia tanto a las 24 horas como a la semana. En las muestras no contaminadas con sangre la resistencia mecánica de Biodentine™ y de MTA Plus® era superior a la de ProRoot MTA®. Sin embargo al mes, ProRoot MTA® se igualaba a Biodentine™ y MTA Plus® tenía la menor resistencia mecánica de los tres materiales.

Otro aspecto importante, que debe ser controlado, es si la resistencia de un material y de la interfase entre éste y el tejido dental se ve afectado por las soluciones irrigantes. Este aspecto según Gunesser y cols ⁴⁵ no afecta a Biodentine™ y sí a ProRoot MTA®. En su estudio, llevaron a cabo un test mecánico de extrusión con Biodentine™, ProRoot MTA®, Amalgama, Dyract AP (compomero) e IRM para comprobar si se veían afectados mecánicamente al ser irrigados con solución salina, digluconato de clorhexidina al 2%, hipoclorito sódico al 3.5%, o no llevar a cabo ninguna irrigación. Sus resultados muestran que la resistencia en todos los grupos de Biodentine™ son superiores a los de ProRoot MTA®. Sin embargo, la resistencia de la amalgama, el IRM y Dyract AP eran superiores a los de Biodentine™. También analizaban el tipo de fallo que se producía, anotando que el irrigante usado no afectaba al tipo de rotura. En el Biodentine™ el tipo de fallo predominante era cohesivo dentro del material y en MTA era sobre todo de tipo adhesivo ⁴⁵.

1.5 MANIPULACIÓN DEL MATERIAL

Una de las principales desventajas del MTA es su manejo, su reducido tiempo de trabajo, las dificultades que puede suponer su mezcla y lo complicado que puede resultar transportarlo a la cavidad por su consistencia “pastosa”, así como su largo tiempo de fraguado.

Se ha desarrollado un tipo de MTA que pretende superar los defectos de manejo del resto de los agregados trióxido minerales. El novedoso cemento de agregado trióxido mineral Micro Mega MTA® (Micro-Mega SA, Besanson, Francia) contiene carbonato cálcico que disminuye el tiempo de fraguado y además se presenta en forma de cápsulas que facilitan su manejo clínico, muy similar al de Biodentine™. Según los fabricantes el tiempo de trabajo de TotalFill Root Repair Material® es de 30 minutos, frente a los cinco del el MTA lo que proporciona más tiempo al clínico para transportarlo y colocarlo en la cavidad. La reacción de fraguado comienza en el momento en el que se pone en contacto el cemento con los fluidos y se completa en 4 horas.

Charland y cols determinaron que tanto el MTA como TotalFill Root Repair Material® contaban con el mismo tiempo de fraguado a pesar de modificar el medio líquido en el que lo hicieran (suero salino, sangre, medio de cultivo celular sintético o la mezcla sangre-medio de cultivo celular sintético). Según dicho estudio el MTA estaba completamente fraguado a las treinta y seis horas, mientras que TotalFill Root Repair Material® Putty no estaba completamente fraguado ni siquiera a las 48 horas que era el momento de la última medición ⁴⁶.

Otro problema del MTA en la mayoría de sus aplicaciones clínicas es la manera de transportarlo y colocación en el lugar donde es requerido como material de reparación radicular. TotalFill Root Repair Material® Paste solventa este problema ya que se presenta en una jeringa con cánulas de aplicación, por lo que no requiere de instrumentos específicos para su transporte como porta-amalgamas o porta-MTA.

Biodentine™ se presenta en cápsulas que contienen el polvo y viales que contienen el líquido acelerador. Se debe abrir la cápsula y añadir 5 gotas del vial. A continuación debe cerrarse la cápsula y mezclarse durante 30 segundos en una

amalgamadora automática. De esta manera se evita el posible defecto en el espatulado por parte del operador y la posibilidad de variar las proporciones de la fase líquida y sólida, por lo que se estandariza la mezcla.

Otra ventaja en cuanto al manejo es el tiempo de fraguado, que se reduce a 12 minutos desde el momento en el que se coloca en la cavidad y se basta de los fluidos circundantes para fraguar. Esto es así gracias a la adición de cloruro cálcico en la mezcla que actúa como acelerador del fraguado.

2. INDICACIONES DE LOS CEMENTOS BIOCERÁMICOS DE SILICATO CÁLCICO

El MTA fue el primer material que se concibió como reparador radicular, con el fin de formar tapones apicales. De la misma manera los nuevos cementos biocerámicos de silicato cálcico están pensados para solventar los mismos requerimientos que el agregado trióxido mineral.

Biodentine™ sin embargo, se presenta no solo como un material de reparación radicular, sino como un sustituto de la dentina a nivel coronal, por lo que puede usarse también para llevar a cabo restauraciones coronales, especialmente en lesiones cariosas profundas y para aquellas obturaciones que pueden llegar a requerir protección pulpar indirecta.

Al tratarse de materiales muy novedosos se requiere llevar a cabo estudios clínicos con amplios grupos de pacientes con el fin de determinar el comportamiento clínico de dichos materiales. A continuación, se explican algunos de los tratamientos para los cuales están indicados los cementos biocerámicos de silicato tricálcico.

2.1 TRATAMIENTO DEL DIENTE CON ÁPICE INMADURO

El objetivo de los tratamientos en los dientes con ápice abierto es conseguir inducir el cierre apical o fabricar un stop apical artificial para poder completar el tratamiento de conductos.

El material de obturación ideal usado en esta aplicación clínica debe sellar las vías de comunicación entre la raíz y los tejidos perirradiculares y para ello no puede ser tóxico, ni carcinogénico y debe ser biocompatible con los tejidos perirradiculares, además de ser insoluble en los fluidos y poseer una estabilidad dimensional ⁴⁷.

La técnica clásica de apicoformación con hidróxido de calcio busca inducir la aposición de tejidos mineralizados en el foramen apical para conseguir su cierre. Fue introducida por Frank en 1966 ⁴⁸ y su uso se ha extendido en el tiempo hasta la aparición del agregado trióxido mineral. El hidróxido de calcio debido a su pH alcalino cercano al 12.5 tiene propiedades antimicrobianas, capacidad para disolver los tejidos necróticos y capacidad de inducción de tejidos duros perirradiculares ⁴⁹.

La principal ventaja de esta técnica es su simplicidad, ya que solo precisa de la limpieza del conducto, la determinación de la longitud de trabajo y el relleno del conducto inmaduro con pasta de hidróxido de calcio. Este tratamiento requiere múltiples visitas por parte del paciente con el fin de ir renovando cada tres meses la pasta y llevando controles radiográficos del diente. Esto es un inconveniente ya que puede hacer que el tratamiento no se lleve a cabo en su totalidad en todos los pacientes. Una vez se ha completado el cierre del foramen se lleva a cabo la obturación definitiva con gutapercha y la restauración del diente endodonciado.

Una posible complicación de estos tratamientos a medio y largo plazo es la fractura radicular que se ha demostrado que produce el hidróxido de calcio en su aplicación intraconducto por tiempos superiores a sesenta días ⁵⁰. El hidróxido de calcio produce un efecto de hidrólisis y desnaturalización del tejido dentinario, lo cual deja una dentina con un menor soporte orgánico que se traduce en una menor resistencia a la fractura.

Con la introducción del agregado trióxido mineral, el cierre primario del ápice inmaduro se consigue con un tapón o barrera apical artificial en una sola cita. Torabinejad y cols ya en 1995, debido a sus propiedades lo propusieron como material para formar barreras apicales ⁵¹.

La técnica de fabricación de una barrera apical con MTA consta de una primera cita en la que se limpia el conducto radicular y se coloca un tapón de MTA, mezclado según las indicaciones del fabricante, de 4 o 5 mm de longitud en la porción apical

radicular sirviéndonos de un porta-MTA. Antes de que comience a fraguar se toma una radiografía para comprobar que el tapón está bien posicionado. En caso de que no sea así, se lava profusamente el conducto con agua destilada. Si el tapón está bien colocado, se coloca un pellet de algodón húmedo y se espera al menos tres días para rellenar el resto del conducto en una segunda cita con un material de relleno, ya sea gutapercha o resina compuesta.

Torabinejad y Chivian ⁵² explicaron una técnica mixta en la que después de una primera cita en el que se desinfectaba el conducto y se ponía pasta de hidróxido de calcio, se volvía a citar al paciente para en esa segunda cita eliminar el hidróxido de calcio y colocar un tapón apical de MTA de 3 o 4 mm sobre el cual se debía colocar un pellet de algodón húmedo al menos tres o cuatro horas. A continuación se procede a la obturación del resto del conducto con gutapercha o resina compuesta.

El MTA, en su reacción de fraguado, valiéndose del agua aportada por el algodón húmedo y de los fluidos tisulares genera hidróxido de calcio que alcaliniza el medio y aporta sus propiedades beneficiosas iniciales ¹². Además de ser biocompatible, el MTA es un material de reparación bioactivo, capaz de formar una capa de apatita en su superficie y por lo tanto capaz de generar un cierre apical biológico ⁵⁴.

En una ampliación del estudio de Andreasen antes citado ⁵⁰ concluyen que ni la técnica de apicoformación con un tapón de MTA en una cita ni la técnica mixta en la cual se aplica hidróxido de calcio durante un tiempo inferior a 30 días y en una segunda cita se coloca el tapón de MTA, afectan a la resistencia a la fractura del diente tratado ⁵⁵.

2.2 BARRERAS APICALES EN CIRUGÍA PERIAPICAL

El MTA es considerado actualmente el material idóneo como barrera apical después de una cirugía periapical. Otros materiales como la amalgama de plata, el IRM o el superEBA han sido usados anteriormente con esta misma aplicación.

El MTA, a diferencia de otros materiales de relleno retrógrado, muestra depósitos de cemento en la zona periapical aplicada y además unos resultados más

favorables en cuanto a la formación ósea y una menor infiltración de polimorfonucleares que el Super EBA y la amalgama ^{56,57}.

Los nuevos cementos de silicato cálcico tratan de superar los principales inconvenientes del MTA, tales como su largo tiempo de fraguado o su dificultad de manejo, manteniendo los mismos resultados en cuanto a sellado y reparación periapical.

La bibliografía en cuanto al uso de estos materiales en esta indicación es escasa, sin embargo, sí es prometedora.

Chen y cols llevaron a cabo un estudio experimental en perros en el que comparaban la curación de lesiones periapicales tras colocar obturaciones retrógradas de MTA y de EndoSequence Root Repair Material[®]. Observaron una mayor tendencia a la curación cuando se colocaban tapones apicales tras la cirugía periapical si éstos eran evaluados con CBCT o con micro-TC. Sin embargo, en términos de radiología periapical convencional no se observaba una diferencia estadísticamente significativa entre los tapones de MTA y los de EndoSequence Root Repair Material[®] ⁵⁸.

Shinbori y cols, llevaron a cabo un estudio clínico sobre noventa y cuatro pacientes (ciento trece dientes tratados) a los que se les llevó a cabo un procedimiento de microcirugía periapical, usando como material de retroobturbación Endosequence Root Repair Material[®] Putty y Endosequence BC Sealer Root Repair Material[®]. Encontraron que la tasa de éxito era del 92%, muy similar a la reportada por otros autores que habían llevado a cabo el mismo procedimiento utilizando tapones de MTA ⁵⁹.

Caron y cols y Pawar y cols confirman la curación de los tejidos periapicales al emplear Biodentine[™]; entre doce y dieciocho meses después de su aplicación ^{60,61}. Se necesita realizar más estudios que corroboren estos resultados.

2.3 REPARACIÓN DE PERFORACIONES PATOLÓGICAS Y IATROGÉNICAS

Al igual que el MTA, los cementos biocerámicos están ideados para sellar perforaciones, ya sea de origen patológico, como reabsorciones internas de tipo perforante, o aquellas de origen iatrogénico como las lesiones de furca provocadas por

la colocación de pernos o durante aperturas, o las perforaciones laterales de la raíz durante el tratamiento de conductos o la colocación de postes.

Esto es así debido a su biocompatibilidad, su bioactividad, por necesitar humedad para fraguar y por sus buenas propiedades mecánicas.

No existen estudios clínicos acerca de la aplicación de estos materiales en esta indicación, aunque sí algunos estudios in vitro evaluando las propiedades mecánicas de dichos materiales ⁴⁴ y su capacidad de sellado en perforaciones de furca ³³.

2.4 PROTECCIÓN PULPAR

Uno de los usos principales de Biodentine™ es el de sustituto de dentina, especialmente en los casos de protección pulpar directa. Se propone como un candidato ideal para desbancar al MTA por su corto tiempo de fraguado. Como ya hemos apuntado es biocompatible y bioactivo.

Tziafa y cols, llevaron una investigación en un modelo animal con el fin de corroborar la respuesta de la pulpa y la dentina en tratamientos de protección pulpar directa llevados a cabo con Biodentine® y con MTA Angelus®. Usando cerdos miniatura, llevaron a cabo perforaciones pulpares experimentales en dientes unirradiculares y multirradiculares que sellaron con los materiales propuestos. Su objetivo era observar el proceso de curación a las 3 y a las 8 semanas, por lo que sacrificaron a los animales experimentales en dichos periodos para posteriormente llevar a cabo un análisis histológico. Concluyeron que en ningún caso existía necrosis ni inflamación pulpar, y en todos los casos se observaba un puente de tejido duro entre el material y la pulpa, y dicho puente era de mayor grosor en ambos periodos en Biodentine™ que en MTA Angelus® ⁶².

Resultados similares se confirman en el estudio de De Rossi y cols, en el que compararon Biodentine™ con ProRoot MTA® en una investigación sobre perros. Se analiza la curación a los ciento veinte días del tratamiento. Concluyeron también que con ambos materiales se producía un puente de tejido duro entre el material y la

pulpa, y dicho puente era significativamente más grueso en los dientes en los que se había realizado la protección pulpar con Biodentine™ que en los que se había hecho con ProRoot MTA®. En todos se conservaba la vitalidad pulpar, la capa de odontoblastos permanecía íntegra, se preservaba el ligamento periodontal, no se encontraban microorganismos y no se observaba reabsorción radicular ni rarefacción ósea perirradicular ⁶³.

En cuanto a la protección pulpar indirecta, Biodentine™ también es propuesto como material que cumple con los requisitos para su aplicación en esta indicación. Existe un estudio clínico de Hashem y cols en el que comparan 36 tratamientos de protección pulpar indirecta con Biodentine™ y con otros 36 los llevados a cabo con el cemento de ionómero de vidrio Fuji IX® (GC, Tokio, Japón). En cuanto a la vitalidad pulpar y la sintomatología clínica no existían diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, mediante el análisis de los dientes tratados con CBCT se observaron un número significativamente superior de lesiones periapicales en dientes tratados con Fuji IX® que en los tratados con Biodentine™ ⁶⁴.

MATERIAL Y MÉTODO

1. MATERIAL

1.1 SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Se han seleccionado dientes humanos extraídos por diferentes motivos que cumplieran los siguientes criterios de inclusión:

- Dientes unirradiculares maxilares y mandibulares.
- Dientes con el ápice formado.
- Ausencia de caries radicular.
- Ausencia de fracturas y fisuras radiculares.
- Ausencia de reabsorciones radiculares.
- Ausencia de tratamientos endodónticos previos a la exodoncia.

Los dientes se han conservado hasta el momento de su uso en una solución de formaldehído al 10%.

1.2 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

Los dientes seleccionados son cortados en una máquina cortadora Exakt®. Se eliminan los 3 milímetros apicales del diente y se desecha este corte. A continuación se realiza un corte de 3 milímetros (grupo A) y 5 milímetros (grupo B). Se verifica que el corte realizado tiene dicho grosor ± 0.05 mm con un calibre digital. (Fotografía 1 y 2)

A todas las muestras se les realiza una perforación de 1.4 mm con una fresa cilíndrica de diamante montada en pieza de mano.

Grupo A: Los fragmentos de dentina de 3 mm de grosor se dividen aleatoriamente en 3 grupos:

Subgrupo 1 (n=5): se obturan con TotalFill® Root Repair Material Paste (Brasseler USA®).

Subgrupo 2 (n=5): se obturan con Biodentine™ (Septodont®) .

Subgrupo 3 (n=5): se obturan con ProRoot® MTA White (Dentsply®).

Grupo B: Los fragmentos de dentina de 5 mm de espesor se distribuyen aleatoriamente en 3 grupos:

Subgrupo 4 (n=5): obturados con TotalFill® Root Repair Material (Brasseler USA®).

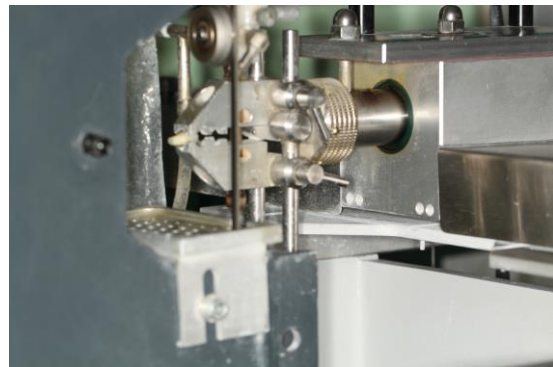
Subgrupos 5 (n=5): son obturados con Biodentine™ (Septodont®).

Subgrupo 6 (n=5): se obturan con ProRoot® MTA White (Dentsply®).

Todos los fragmentos cortados se siguen manteniendo en una solución de formaldehído al 10%



Fotografía 1: Diente colocado en la presa de la cortadora Exakt®



Fotografía 2: Diente colocado en la presa de la cortadora Exakt®

1.3 RELACIÓN DE MATERIALES EMPLEADOS PARA LA REALIZACIÓN DEL ESTUDIO MECÁNICO

Cortadora Exakt®.

Calibre digital.

Agua destilada.

Rotulador indeleble de punta fina.

6 cámaras de humedad.

Fresa cilíndrica de diamante de 1.4 mm de diámetro (Swiss Dental Diamond 1204. Intensiv S.A.).

Resina de poliéster (Cronolita 1019, Plastiform S.A.).

Catalizador C-201 (Plastiform S.A.).

Vaselina.

ProRoot® MTA blanco (Denstply Maillefer ®).

TotalFill Root Repair Material® Pasta (Brasseler USA®).

Biodentine™ (Septodont®) .

Amalgamadora (Ventura-Mix 2)

Espátula de mezcla de cementos.

Instrumento plástico y de bola (numero 1. Asa dental®).

Atacador de amalgama fino.

Loseta de vidrio.

Jeringa Centrix® (Espe).

Gasas estériles.

Balleta.

Suero salino.

Máquina Universal de ensayos (Hounsfield Serie K. Metrotec).

Software de control de máquina de ensayos, Metrotest 6.0 (Metrotec S.A.)

Ordenador portátil con conexión a la máquina de ensayos.

Porta muestras diseñados especialmente para el estudio.

2. MÉTODO

2.1 JUSTIFICACIÓN DEL MÉTODO

Una de las aplicaciones de los cementos biocerámicos es la de formar barreras apicales. Dicho material debe poseer una unión al diente suficiente, de manera que resista las fuerzas de la masticación y procesos restauradores posteriores.

La determinación de la resistencia de la unión de un material al diente se lleva a cabo mediante estudios mecánicos de tracción, compresión o de cizalla. En

odontología existe un ensayo mecánico específico denominado test de extrusión o push out. Consiste en llevar a cabo una perforación en un disco de dentina y obturarla con el material que se desee ensayar. Posteriormente, se lleva a cabo el test mecánico colocando la muestra en una máquina de ensayos Instron, que genera fuerzas de manera creciente hasta que el material se desaloja del disco de dentina. Esto nos da ayuda a conocer cómo es la resistencia al desplazamiento de ese material y por lo tanto, si la unión del material al diente es suficiente.

2.2 REALIZACIÓN DE LOS ENSAYOS MECÁNICOS

Para llevar a cabo el ensayo mecánico diseñado se fabricaron unos portamuestras específicos que cumplían dos premisas:

- Los portamuestras deben posicionar la muestra centrada, de manera que el puntero que trasmite la fuerza de la máquina universal de ensayos coincida con la parte central del tapón del material empleado.
- La muestra debe posicionarse de manera perpendicular al puntero para que la fuerza ejercida sea axial y de esta manera reproducir las fuerzas de la masticación.

2.2.1 DISEÑO DE LOS PORTAMUESTRAS

Los portamuestras están fabricados con acero inoxidable y están compuestos por siete piezas.

- PIEZA NÚMERO 1.

Está formada por una placa circular de 20 mm de diámetro con un vástago central constituido por dos tramos, el más cercano a la placa tiene un diámetro de 2.5mm y una longitud de 5mm y la segunda parte del vástago tiene un diámetro de 1.4 mm y 10 mm de longitud.

Es la pieza sobre la que se coloca el fragmento de raíz seccionado para posteriormente incluirlo en resina Cronolita®. De esta manera la muestra siempre queda alineada con la máquina de ensayos.

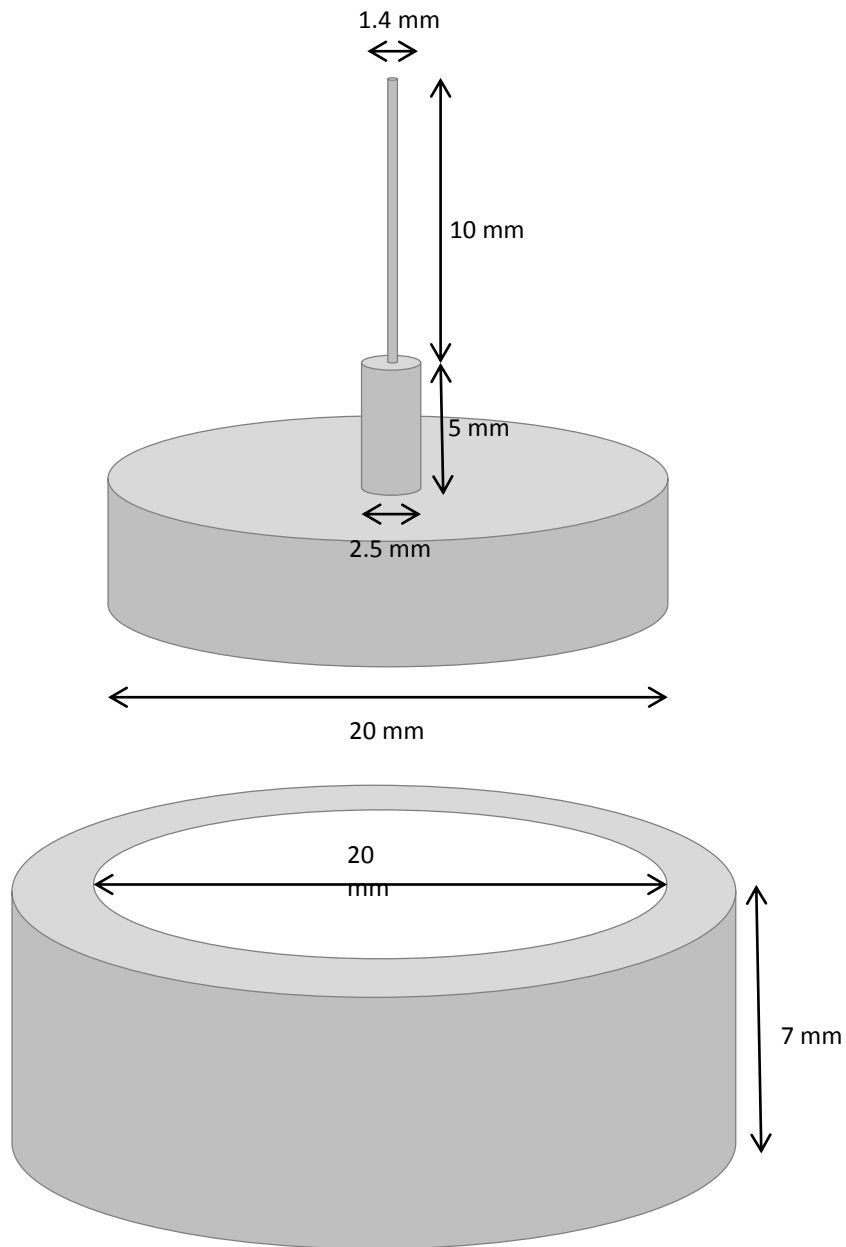


Figura 2. Pieza 2

- PIEZA NÚMERO 2.

Es un anillo de 20 mm de diámetro interno y 7 mm de altura. Se coloca sobre la pieza número 1 con el fragmento de dentina. Su función es que se pueda desmoldar la muestra incluida en resina acrílica de forma sencilla.

- **PIEZA NÚMERO 3.**

Es un cilindro de 2.5 mm de diámetro y 5 mm de altura. Se coloca en el interior del pocillo que ha quedado en la parte inferior de la muestra incluida en la resina Cornolita® al desmoldarla de las piezas 1 y 2. Se usa como tope para que el cemento se extruya al pocillo antes citado.

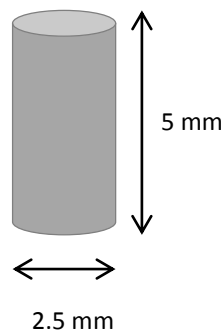


Figura 3. Pieza 3

- **PIEZA NÚMERO 4.**

Es una tapa de 2mm de grosor que encaja sobre la superficie superior y presenta una perforación en el centro de 1.4 mm. Tiene un diámetro interno de 30 mm y un diámetro externo de 32 mm.

Es la tapa del portamuestras, permite engrasar la muestra con Cronolita®. Sirve también como guía para el puntero, manteniéndolo siempre centrado y perpendicular a la superficie de la obturación.

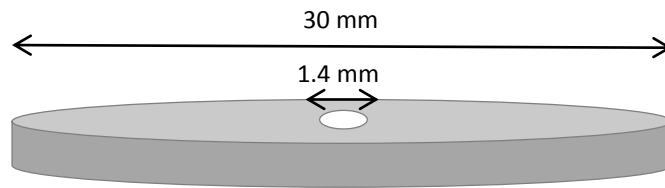


Figura 4. Pieza 4 o tapa del portamuestras

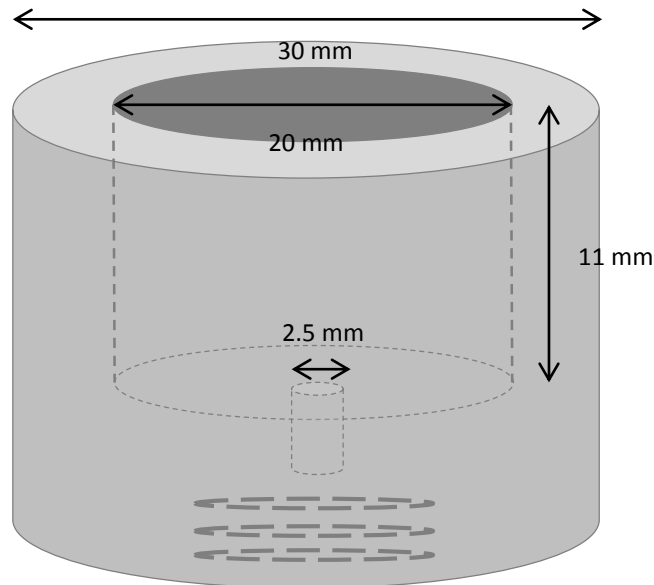


Figura 5. Pieza 5 o portamuestras

- PIEZA NÚMERO 5.

Se trata de la pieza donde se monta la muestra obturada, incluida en resina Cronolita® para llevar a cabo el ensayo mecánico. Es una pieza cilíndrica de 20 mm de altura y 30 mm de diámetro. Consta de un orificio en el centro de su superficie de 11 mm de profundidad y de 20 mm de diámetro. En el fondo de dicho orificio hay un pocillo central de 2.5 mm de diámetro, diseñado para que el material pueda caer libremente una vez que se haya roto su unión con la dentina. En la cara inferior de la pieza tiene una rosca para acoplar el portamuestras a una barra deslizantes que van acoplados a la pieza número 7.

- PIEZA NÚMERO 6.

Es cilindro de 20 mm de altura y 30 mm de diámetro. Se trata de una estructura maciza salvo por su extremo inferior en el que se sitúa un punzón cilíndrico de 8 mm de longitud y 1.2 mm de diámetro. Se puede cambiar con una llave tipo Allen ya que se acopla a la pieza número 5 a través de un tornillo.

En su cara superior presenta una perforación en forma de rosca que hace que se acople a la pieza número 7 (dispositivo de alineamiento).

Esta pieza permite aplicar una fuerza uniforme y perpendicular al material de obturación.

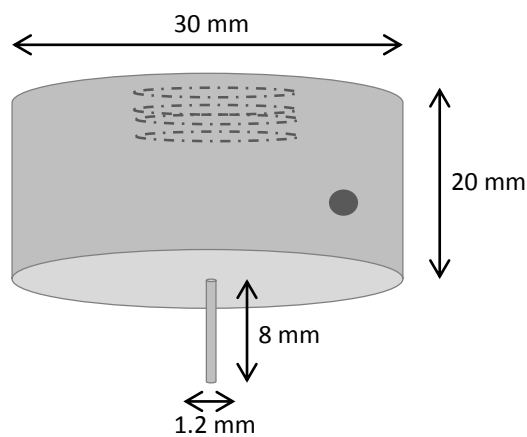


Figura 6. Pieza 6 o puntero

- PIEZA NÚMERO 7.

Este es un dispositivo de alineamiento que acopla las piezas 5 y 6 a la máquina universal de ensayos.

Tiene forma de prisma y está constituido por barras que atraviesan sus caras superior e inferior. Estas barras se pueden desplazar y en su extremo poseen una rosca que permite situar las piezas 5 y 6.

Las mordazas sobre las que vamos a situar las muestras hacen que éstas estén en todo momento centradas de manera que la fuerza ejercida sobre el material de obturación sea vertical y perpendicular a la superficie del diente.

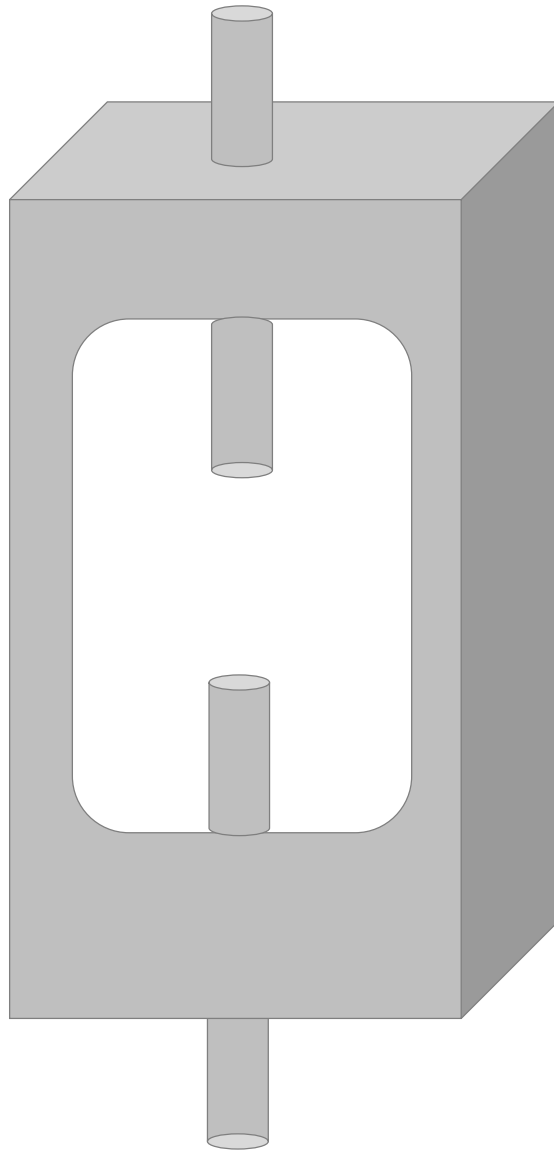


Figura 7. Pieza 7 o dispositivo de alineamiento con barras

2.2.2 PROCEDIMIENTO DEL ENSAYO MECÁNICO

A continuación se va a explicar el proceso por el cual se colocan las muestras en los portamuestras anteriormente descritos:

- I. Los discos de dentina con las perforaciones realizadas se introducen en el vástago central de la pieza número 1. Se baja la muestra hasta la porción del vástago más gruesa donde hace tope. (Fotografía 3 y 4)
- II. Se coloca la pieza número 2 y se pone vaselina en los superficies con el fin de desmoldar posteriormente la muestra incluida en resina acrílica. (Fotografía 5 y 6)
- III. Una vez colocadas las muestras correctamente sobre las piezas número 1 y 2 se le añade la resina Cronolita Activada® con el fin de que la muestra quede centrada y estable durante el ensayo mecánico.
- IV. Se deja endurecer la resina y 24 horas más tarde se desmolda la pieza 2 obteniendo un espécimen cilíndrico de 20 mm de diámetro y 9 mm de altura con la sección de dentina incluida en su parte superior. Por debajo de la perforación se localiza un espacio vacío de 5 mm de altura y 2.5 mm de diámetro, cuya superficie es de 8.79 mm². (Fotografía 7)
- V. Obturación de las muestras incluidas en resina acrílica con los materiales de obturación:

Antes de obturar las perforaciones para tener una superficie sobre la que apoyar la jeringa dispensadora en el caso de TotalFill y la jeringa Centrix® en el caso del MTA se coloca la pieza cilíndrica número 3 en la perforación de 5 mm de longitud y 2.5 mm de diámetro que queda por debajo del disco de dentina incluida en resina acrílica.

 - a. Grupos 1 y 4 obturados con TotalFill Root Repair Material® Paste (Brasseler USA®):
 - i. Se coloca la punta de la jeringa dispensadora del cemento apoyándola en el fondo de la cavidad sobre la pieza número 3 hasta que quede el cemento a ras de la superficie de dentina.
 - ii. Se eliminan los excesos de cemento con un instrumento plástico.
 - b. Grupos 2 y 5 obturados con ProRoot MTA White®(Dentsply®)

- i. Se espátula el contenido del sobre de MTA con agua destilada en una proporción 3:1 sobre una loseta de vidrio. El espátulado del cemento debe ser enérgico hasta conseguir una consistencia adecuada.
 - ii. Se carga una jeringa Centrix® (Espe) y se coloca su punta en el fondo de la cavidad apoyándonos en la pieza número 3.
 - iii. Se compacta el MTA con bolas de algodón humedecidas con agua destilada, instrumento de bola y se retiran los excesos con un instrumento plástico.
- c. Grupos 3 y 6 obturados con Biodentine™ (Sentodont®)
- i. Deben aplicarse unos golpes sobre una superficie dura a la cápsula de polvo con el fin de mover el contenido de polvo de ésta.
 - ii. Se abre la cápsula de polvo y la monodosis de líquido, se le añaden 5 gotas de líquido al polvo y se cierra la cápsula.
 - iii. Se coloca la cápsula en el vibrador y se mezcla durante 30 segundos.
 - iv. Abrir la cápsula y sacar con la espátula provista por el fabricante su contenido.
 - v. Con una jeringa Centrix se aplica el material, apoyándolo sobre el fondo de la cavidad y se eliminan los restos con un instrumento plástico.

VI. Almacenamiento de las muestras.

Se almacenan las muestras durante 21 días en un recipiente hermético en un ambiente con humedad, aplicando gasas empapadas con suero salino sobre ambas superficies de los especímenes obturados. (Fotografía 15)

VII. Después de 21 días las muestras incluidas en resina acrílica y obturadas se llevan al portamuestras. Las piezas 5 y 6 se roscan a las barras de la pieza número 7 (dispositivo de alineamiento) y se coloca la pieza número 4 (tapa) sobre el portamuestras (fotografía 16, 17, 18, 19). Todo este dispositivo se

acopla a la máquina universal de ensayos Hounsfield apretando las mordazas que lleva incorporadas la pieza número 7. (fotografías 20 y 21)

VII. Acoplamos una célula de carga al dispositivo de alineamiento, en este caso la célula seleccionada es de 500 Nw.

VIII. Se incorporan los siguientes datos al sistema informático de la máquina de ensayos:

- I. Rango de carga: el rango de carga seleccionado es de 10 kg y corresponde con la máxima magnitud que recogerá el eje de ordenadas de la gráfica que resultará del ensayo.
- II. Rango de extensión: el valor seleccionado es de 10 mm. Se trata de la máxima longitud de desplazamiento que recogerá el eje de abscisas en la gráfica.
- III. Velocidad de desplazamiento: predeterminamos 1 mm/minuto. Es la velocidad a la que se desplaza la barra inferior respecto a la superior.

IX. Se acciona la máquina universal de ensayos Hounsfield de manera que la barra inferior va avanzando haciendo que las piezas roscadas se vayan acercando hasta que el vástago de la pieza número 6 contacta con la muestra obturada y continúa dicho desplazamiento hasta que la sección desinsertada cae en el pocillo del portamuestras.

VIII. En el ordenador conectado a la máquina universal de ensayos se obtiene una gráfica en la que se representan en el eje de abscisas la distancia recorrida por la cabeza móvil de la máquina (en milímetros) y en el eje de ordenadas se representa la fuerza desarrollada hasta que se separa la unión material-dentina o fuerza máxima (en Newtons). La fuerza desarrollada se convierte en unidades de presión (MPa), para lo cual se necesita conocer la superficie adhesiva de las cavidades obturadas.

Superficie adhesiva = área lateral del cilindro: $2 \cdot \pi \cdot r \cdot h$

Donde $\pi = 3,14$, $r =$ radio de la circunferencia, $h =$ altura del cilindro

Puesto que en el estudio hay cilindros de 5 mm y de 3 mm calculamos dos superficies adhesivas distintas:

Superficie adhesiva del cilindro de 5 mm de altura: $2 \cdot 3'14 \cdot 0'7 \cdot 5 = 21'98 \text{ mm}^2$

Superficie adhesivo del cilindro de 3 mm de altura: $2 \cdot 3'14 \cdot 07 \cdot 3 = 13,188 \text{ mm}^2$

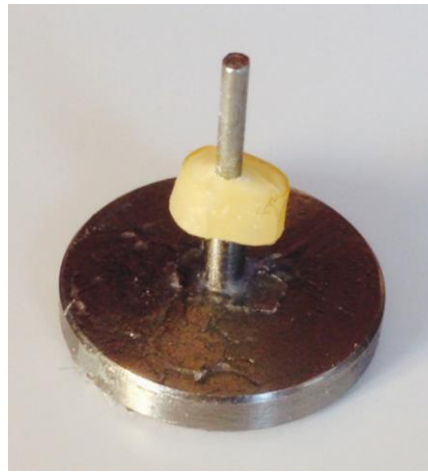
Se divide la fuerza máxima que registra la máquina de ensayos (en Newtons) por la superficie adhesiva (en milímetros).

$$\text{Resistencia} = \frac{\text{Fuerza máxima (N)}}{\text{Superficie (m}^2)} = \frac{F \text{ max (N)}}{S (\text{mm}^2) \times 10^{-6} \text{ m}^2} \text{ Pa} \times 10^{-6} \text{ MPa}$$

IX. Los resultados obtenidos se recopilan y presentan en forma de tablas y se procede a su análisis estadístico con el programa informático SPSS.



Fotografía 3. Pieza 1



Fotografía 4. Disco de dentina sobre pieza 1



Fotografía 5. Pieza 2



Fotografía 6. Pieza 2 sobre disco de dentina montado en pieza 1

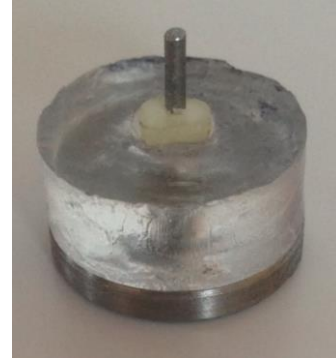


Figura 7. Disco de dentina incluido en resina una vez desmoldada la pieza 2



Fotografía 8. Caja de TotalFill Root Repair Material® Paste



Fotografía 9. Jeringa de TotalFill Root Repair Material® Paste



Fotografía 10. Caja de Biodentine™ y cápsulas que contienen el polvo



Fotografía 11. ProRoot MTA®: caja y sobres del polvo de agregado trióxido mineral



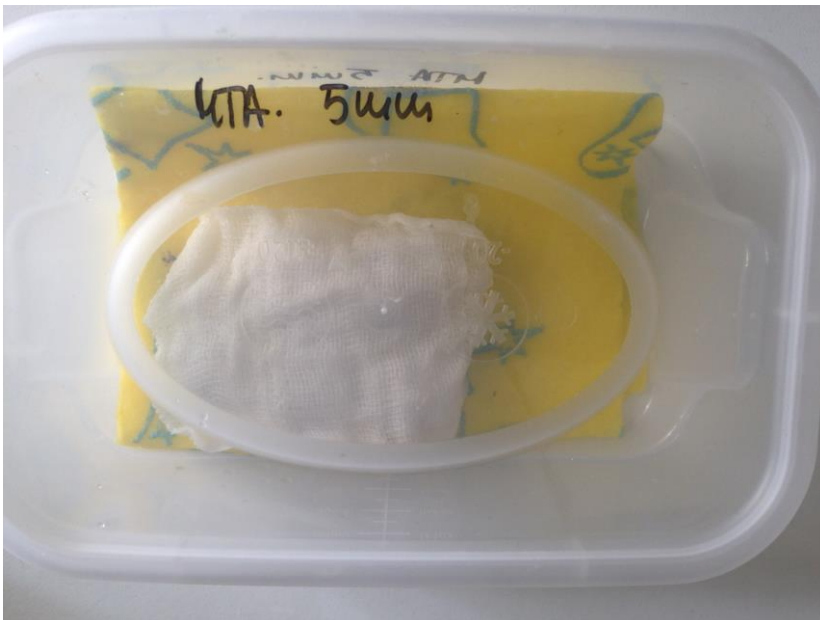
Fotografía 12. Muestra de MTA



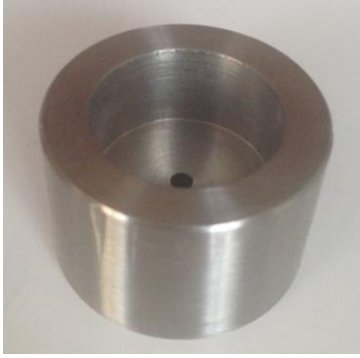
Fotografía 13. Muestra de TotalFill Root Repair Material



Fotografía 14. Muestra de Biodentine



Fotografía 15. Muestras de MTA de 5 mm en el interior de la cámara de humedad cubiertas por una gasa empapada en suero salino



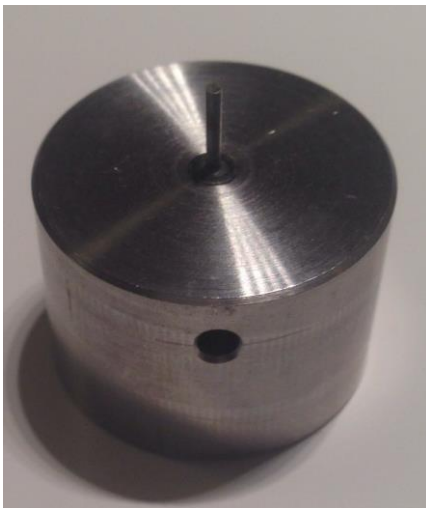
Fotografía 16. Pieza 5



Fotografía 17. Disco de dentina incluido en resina colocado en la pieza 5



Fotografía 18. Tapa sobre el pieza 5 o portamuestras



Fotografía 19. Pieza 6



Fotografía 20. Portamuestras montado en la máquina de tracción



Fotografía 21. Imagen ampliada de la fotografía 20

2. 2. 3 CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL PARA UN POSTERIOR ESTUDIO DE TESIS DOCTORAL

Al plantearse la posibilidad de que el presente estudio sirviera como estudio piloto para una tesis doctoral, se llevó a cabo el cálculo del tamaño muestral del futuro trabajo.

El cálculo se llevó a cabo con el programa estadístico SPSS. Consideramos una potencia del 80 %, un nivel de significación $p=0,05$ y una desviación típica del 0,5 (MPa).

RESULTADOS

1. RESULTADOS DEL TEST DE PUSH OUT

Tras llevar a cabo el ensayo mecánico con las muestras los resultados son los que se observan en las tablas (Tabla 1 y Tabla 2).

Grupo A. Fragmentos de dentina de 3 mm de grosor obturados con tres cementos biocerámicos distintos.		
Subgrupo 1: obturados con TotalFill® Root Repair Material Paste (Brasseler USA®).		
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)
1	11,99	0,909
2	15,07	1,142
3	17,24	1,307
4	11,36	0,861
5	6,3	0,47
Subgrupo 2 (n=5): obturados con Biodentine™ (Septodont®) .		
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)
1	27,28	2,068
2	21,3	1,615
3	21,44	1,625
4	32,76	2,484
5	14,32	1,085
Subgrupo 3 (n=5): obturados con ProRoot® MTA White (Dentsply®).		
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)
1	40	3,033
2	54,34	4,12
3	23,84	1,807
4	37,16	2,817
5	29,86	2,264
Tabla 1.		

Grupo B. Fragmentos de dentina de 5 mm de grosor se obturan con tres cementos biocerámicos distintos.		
Subgrupo 4 (n=5): obturados con TotalFill® Root Repair Material (Brasseler USA®).		
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)
1	41,76	1,899

2	45,58	2,073
3	20,58	0,93
4	22,32	1,015
5	25,82	1,174
Subgrupos 5 (n=5): obturados con Biodentine™ (Septodont®) .		
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)
1	42,04	1,91
2	70,25	3,196
3	46,4	2,111
4	56,98	2,592
5	63,56	2,891
Subgrupo 6 (n=5): obturados con ProRoot® MTA White (Densply®).		
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)
1	59,5	2,707
2	40,46	1,84
3	34,42	1,565
4	31,2	1,419
5	42,42	1,929
Tabla 2.		

2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

A continuación presentamos el análisis estadístico descriptivo en tablas organizadas por materiales (Tabla 3) (Tabla 4) (Tabla 5).

TotalFill Root Repair Material® Paste			
GROSOR		FUERZA (N)	RESISTENCIA (Mpa)
3	N	5	5
	Media	12,3920	,93780
	Mediana	11,9900	,90900
	Desviación estándar	4,15373	,317636
	Error estándar de la media	1,85760	,142051
	Mínimo	6,30	,470
	Máximo	17,24	1,307
5	N	5	5
	Media	31,2120	1,41820
	Mediana	25,8200	1,17400

	Desviación estándar	11,60690	,529262
	Error estándar de la media	5,19076	,236693
	Mínimo	20,58	,930
	Máximo	45,58	2,073
Tabla 3.			

Biodentine™			
GROSOR		FUERZA (N)	RESISTENCIA (Mpa)
3	N	5	5
	Media	23,4200	1,77540
	Mediana	21,4400	1,62500
	Desviación estándar	6,95270	,527430
	Error estándar de la media	3,10934	,235874
	Mínimo	14,32	1,085
	Máximo	32,76	2,484
5	N	5	5
	Media	55,8460	2,54000
	Mediana	56,9800	2,59200
	Desviación estándar	11,70576	,533194
	Error estándar de la media	5,23498	,238451
	Mínimo	42,04	1,910
	Máximo	70,25	3,196
Tabla 4.			

ProRoot MTA® blanco			
GROSOR		FUERZA (N)	RESISTENCIA (Mpa)
3 mm.	N	5	5
	Media	37,0400	2,80820
	Mediana	37,1600	2,81700
	Desviación estándar	11,55269	,876069
	Error estándar de la media	5,16652	,391790
	Mínimo	23,84	1,807
	Máximo	54,34	4,120
5 mm.	N	5	5
	Media	41,6000	1,89200
	Mediana	40,4600	1,84000
	Desviación estándar	10,97832	,499739
	Error estándar de la media	4,90966	,223490

	Mínimo	31,20	1,419
	Máximo	59,50	2,707
Tabla 5.			

- **Test de normalidad**

Se lleva a cabo un test de normalidad (test de Shapiro Will), el cual determina que la muestra cumple principios de normalidad.

- **Análisis de la varianza bifactorial**

Se aplica un test de ANOVA bifactorial con el fin de determinar si el grosor y el material repercuten de manera estadísticamente significativa en la resistencia a la extrusión y en la fuerza que se emplea para extruir el tapón del cemento testado. Con esta prueba se determina que existe una interacción significativa entre el material y el grosor con respecto a las variables dependientes, fuerza ($p=0,016$) y resistencia ($p=0,007$).

- **Análisis estadístico para muestras del mismo grosor y distinto material**

A continuación se aplica un test de análisis de la varianza unifactorial (ANOVA), con el fin de determinar si el uso de un material u otro es determinante en la resistencia mecánica del tapón de un grosor determinado. Este test exige que exista homogeneidad de varianzas, para lo cual se lleva a cabo el test de Levene. Tanto para las muestras de 3 mm como para las de 5 mm se asume que las variancias de los grupos son homogéneas.

En el grupo de muestras de 3 mm existe una diferencia estadísticamente significativa entre los 3 grupos de materiales ($p=0,002$). Para analizar dichas diferencias se realiza un test de comparaciones múltiples a posteriori de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch.

Se detectó una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo de MTA y los otros dos cementos biocerámicos. Sin embargo, no existían diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de Biodentine™ y TotalFill Root Repair Material® ($p=0,053$).

En el grupo de muestras de 5 mm también se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos ($p=0,017$). En el test de comparaciones múltiples a posteriori efectuado (Ryan-Einot-Gabriel-Welsch), no se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre Biodentine y el MTA ($0,073$), ni entre el MTA y TotalFill Root Repair Material® ($p=0,176$). Sí se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre TotalFill RRM y Biodentine™ presentando éste una resistencia mecánica promedio superior al primero.

- **Análisis estadístico para muestras del mismo material y distinto grosor**

Por otra parte se llevó a cabo un test de la T de Student con el objetivo de analizar si existían diferencias para la fuerza y resistencia entre las muestras de un grosor de 3 mm y las de 5 mm para cada material:

Totalfill Root Repair Material®:

Para el grupo de TotalFill Root Repair Material® se concluyó que existía una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,009$) entre los dos grupos cuando se analizaba la variable dependiente fuerza (N). Es decir, se precisaba más fuerza en promedio para que se produjera la extrusión del tapón de 5 mm que el de 3 mm y dicha diferencia era estadísticamente significativa. Cuando se analizaron los resultados para la variable dependiente resistencia, no se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos ($p=0,12$), es decir, estadísticamente no se observaron diferencias en cuanto a la resistencia mecánica promedio de los tapones de 3 y 5 mm.

Biodentine™:

En el grupo de Biodentine™, en cuanto a la fuerza también hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0,001$) entre el grupo de 3 mm y el de 5 mm requiriendo más fuerza en promedio en el de mayor grosor.

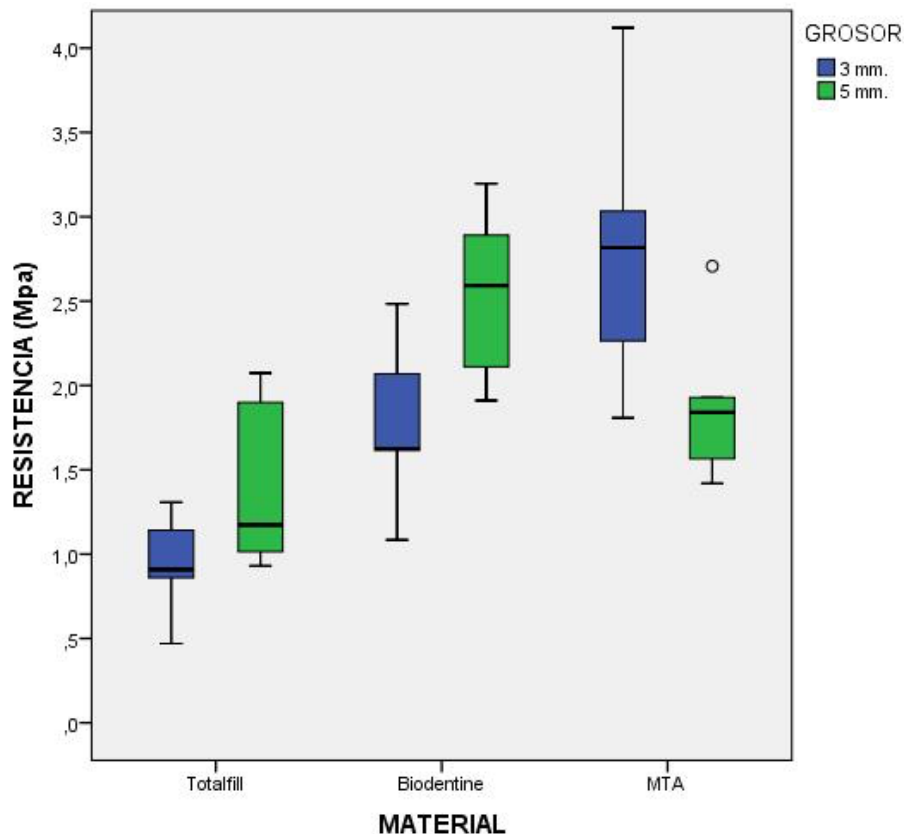
En cuanto a la resistencia, con la muestra actual no se detectaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,052$) entre ambos grupos, sin embargo, el valor obtenido es muy próximo a la significación estadística.

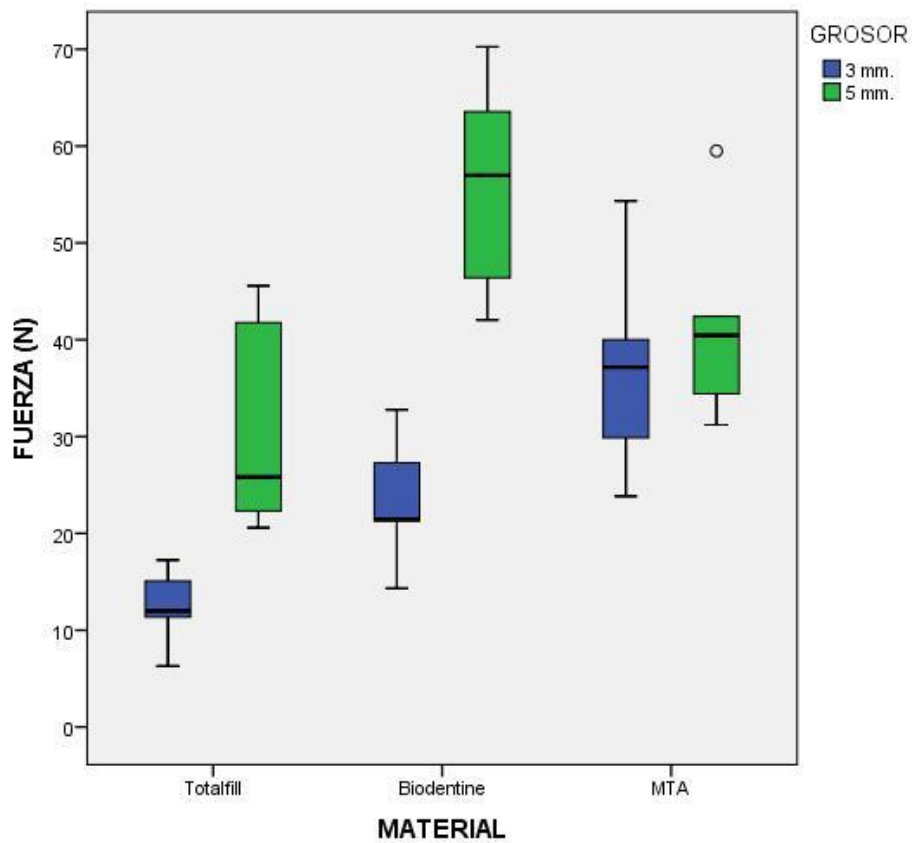
ProRoot MTA®:

En cuanto al grupo de ProRoot MTA®, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la fuerza que se tenía que ejercer para que se produjera la extrusión del tapón de 3 y 5 mm ($p=0,54$).

Tampoco se detectaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia promedio de los tapones de los dos grosores ($p=0,086$).

- **Diagramas de box plot**





3. TAMAÑO MUESTRAL DE UN FUTURO ESTUDIO

Se calculó el tamaño muestral de un posterior estudio, tomando el presente estudio como estudio piloto.

Se tomó un nivel de significación $p=0,05$, una potencia del 80% y se concluyó que se necesitaban 17 muestras para detectar una diferencia promedio de 0,5 MPa, asumiendo desviaciones típicas menores o iguales a 0,5 MPa.

DISCUSIÓN

1. DISCUSIÓN DEL MATERIAL Y MÉTODO

Materiales empleados:

Para este estudio se decidieron probar mecánicamente los cementos derivados del silicato cálcico Total Fill Root Repair Material Paste® y Biodentine™ y compararlos mecánicamente con el cemento de agregado trióxido mineral considerado actualmente el gold estándar tanto para cirugía periapical como para conformar barreras apicales en tratamientos de apicoformación y coronales en terapias de revascularización pulpar^{65, 66}.

Espesor del material:

Dado que para los usos clínicos anteriormente mencionados se requieren espesores que oscilan entre 3 y 5 mm se planteó la necesidad diseñar nuestro estudio con discos de dentina de dichos grosores.

En los estudios revisados se llevan a cabo ensayos mecánicos utilizando grosores de 1 mm^{41, 67}, 2 mm^{42, 43} y tan solo encontramos un estudio en el cual se usan tapones de un grosor de 5 mm³⁶. El diámetro de los tapones que usaban en el último estudio citado era superior al utilizado en nuestro estudio ya que era de 4,17 mm y en el presente estudio es de 1,4 mm. Además no usaba discos de dentina, sino que depositaba el material estudiado en cilindros de polietileno.

Descartamos este modelo ya que nos parecía importante que se obturaran cavidades de dentina, ya que el test de push out (extrusión) aporta una información importante acerca de la resistencia de la unión dentina-material. Además debido a que se ha demostrado que estos materiales son bioactivos y poseen capacidad para interaccionar con la dentina el uso de discos de tejido dental era imprescindible en el método empleado para realizar nuestro trabajo^{26, 27, 68}.

Tiempo de conservación de la muestra:

En este estudio se conservaron los discos de dentina obturados, en una cámara hermética en contacto con una solución de suero salino durante 21 días. Se tomó este tiempo como referencia ya que se ha demostrado que la resistencia mecánica del agregado trióxido mineral aumenta de manera significativa comparándola con tiempos inferiores cuando está en presencia de humedad ³⁸.

Según Aggarwal ⁴⁴, al igual que el MTA, la resistencia mecánica de Biodentine™ aumenta con el tiempo, aunque el estudio de este autor lleva a cabo el ensayo mecánico a las 24 y a las 48 horas, el incremento de la resistencia mecánica es estadísticamente significativo.

En el estudio de De Deus también se demostró que la resistencia mecánica de Biodentine™ era superior a los 60 días respecto a los 7 días al hacer el test de extrusión (push-out) ⁶⁷.

Shokouhinejad también demostró que la resistencia mecánica del cemento TotalFill Root Repair Material® aumentaba con el tiempo, ya que esta magnitud era significativamente superior al mes que a la semana de realizar la obturación ⁴².

Alineamiento de la muestra:

A la hora de llevar a cabo el ensayo mecánico se consideró imprescindible la colocación de la muestra rigurosamente alineada con el puntero que ejerce la fuerza. Para ello se tomó el portamuestras usado por Gonzalez Losada ⁴ y se llevó a cabo una modificación en la altura de la pieza número 6 con el fin de que las muestras, de mayor tamaño que en el estudio mencionado, quedaran totalmente enrasadas por la tapa del portamuestras y así evitar errores de desviación del dispositivo.

En los estudios que se han revisado se emplea un puntero que ejerce la fuerza sobre la muestra pero no se emplea ningún dispositivo de alineamiento o portamuestras específicamente diseñado.

2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Clásicamente se ha descrito que los tapones apicales de MTA deben tener entre 3 y 5 milímetros⁵⁶, sin embargo no se ha realizado ningún estudio mecánico en el cual se comparen la resistencia mecánica de los diferentes cementos de silicato cálcico utilizando diferentes espesores.

El presente estudio muestra que tanto el grosor del tapón, como el material empleado están relacionados con la resistencia final del material.

Para los tapones de 3 mm se encontró que el MTA presentaba un resistencia promedio significativamente superior ($p < 0,05$) a los otros dos cementos. Aunque los valores de la resistencia mecánica de TotalFill Root Repair Material® son los más bajos, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con el Biodentine™ ($p > 0,05$).

Para los tapones de 5 mm solo se detectaron diferencias estadísticamente significativas para la resistencia mecánica entre Biodentine™, material que presenta una mayor resistencia promedio, y Totalfill Root Repair Material® que mostraba la menor resistencia mecánica promedio ($p < 0,05$). Sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tapones de MTA y los de Biodentine™ ($p > 0,05$) ni entre el grupo de muestras de MTA y TotalFill Root Repair Material®. Esto puede ser así debido a que la muestra de este estudio no es lo suficientemente extensa como para que la estadística pueda detectar diferencias, lo cual indica la necesidad de aumentar la muestra con el fin de detectar si existen o no dichas diferencias.

Por tanto, para un tapón de 3 mm el material que muestra una mayor resistencia mecánica es ProRoot MTA® y en los tapones de 5 mm, aunque el material que muestra una mayor resistencia mecánica promedio es Biodentine™, no se puede demostrar que hay una diferencia estadísticamente significativa con el MTA. Sí se

puede concluir que para los tapones de 5 mm, el material que peor comportamiento mecánico posee es TotalFill Root Repair Material®.

Cuando se analizó la resistencia mecánica del material y la fuerza que se requería para extruir el tapón se encontró que no había diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre la resistencia mecánica de los tapones de 3 mm y los de 5 mm de TotalFill Root Repair Material®, sin embargo se precisaba más fuerza promedio para extruir los tapones de 5 mm que los de 3 mm ($p < 0,05$).

Para Biodentine™ se encontraron hallazgos similares, para la magnitud fuerza se detectaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$), sin embargo para la resistencia no se pudieron probar. Cabe decir que el nivel de significación hallado para la resistencia mecánica es muy próximo a 0,05 ($p = 0,052$), lo cual puede indicar que si se aumenta el tamaño muestral la resistencia mecánica promedio de los tapones de 5 mm podría ser superior a la obtenida empleando 3 mm de este material.

Nos ha parecido importante mostrar la diferencia que existe entre variable fuerza que requiere la máquina de ensayos para extruir el tapón de cemento y la variable resistencia mecánica de dicho cemento. Puesto que en el presente estudio se está estudiando la diferencia entre las propiedades mecánicas de tapones de diferente grosor, consideramos importante no solo mostrar los valores de resistencia, tal y como hacen otros estudios revisados^{36, 41, 42, 43, 44, 67}, sino también mostrar los valores de fuerza necesaria para extruir el material.

Para calcular el valor de la resistencia a la extrusión tomamos como denominador del cociente la superficie adhesiva del tapón de cemento, es decir, el área lateral del cilindro (resistencia= fuerza / superficie). Por lo tanto, el denominador para calcular dicho cociente será superior en los tapones de 5 mm (21,98 mm²) que en los de 3 mm (13,188 mm²). Al comparar estos valores, aunque la fuerza que requieran para ser extruidos los tapones de 5 mm sea superior ($p > 0,05$) que para los de 3 mm, como en los cementos de Biodentine™ y TotalFill Root Repair Material®, cuando se calcula la resistencia promedio de los grupos de muestras no se encuentran diferencias estadísticamente significativas, al menos con el tamaño de la muestra actual, debido a

que al llevar a cabo el cociente, el valor de resistencia para las muestras de 5 mm disminuye de mayor manera que el de 3 mm ya que su superficie adhesiva es mayor.

En cuanto a ProRoot MTA[®], no se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los tapones de 3 mm y 5 mm ni para la fuerza ni para la resistencia mecánica ($p>0,05$). Es decir, con la muestra que hemos ensayado mecánicamente ($n=5$) podríamos decir que al aumentar el grosor de 3 mm a 5 mm, el comportamiento mecánico no mejora, de hecho, se observa que al aumentarlo, la resistencia mecánica promedio del grupo de 5 mm disminuye.

Uno de los problemas que plantea el MTA es la manipulación ya que necesita estar entrenado para conseguir la mezcla adecuada, así como la dificultad que plantea para su transporte y compactación en la cavidad.

Es frecuente la presencia de burbujas en el seno del material o en algunas zonas de la interfase material-diente. La presencia de burbujas o defectos podría explicar la menor resistencia, especialmente en las muestras de 5 mm de grosor en algunos de los especímenes evaluados. Además, como ya hemos explicado antes, al aumentar el grosor aumenta el denominador del cociente resistencia, y por tanto, sería importante concluir si realmente beneficia al comportamiento mecánico de manera significativa aumentar el espesor del tapón de MTA, ya que clínicamente es complicado el manejo del material y se debe justificar el beneficio clínico derivado de emplear espesores superiores.

Como ya se ha comentado consideramos fundamental ampliar la muestra con el fin de determinar, si las hubiera, diferencias estadísticamente significativas y que pueden tener consecuencias clínicas relevantes.

En el estudio de Elnaghy ⁴¹, se demostró que Biodentine™ presentaba una mayor resistencia que el MTA Angelus[®] Blanco (Londrina, Brasil). Sin embargo, el grosor del tapón es de 1 mm y en nuestro estudio las muestras son de 3 y 5 mm, y el tamaño muestral es más extenso ($n=15$). Se puede atribuir esta mayor resistencia mecánica a la diferencia en la composición del Biodentine™, ya que contiene otros radiopacificantes (óxido de zirconio en lugar de óxido de bismuto) y agentes de relleno como carbonato cálcico. Además el ensayo mecánico se realizó a la semana, y en

nuestro caso a los veintiún días, tiempo que se ha demostrado que tarda en adquirir las propiedades mecánicas ideales el agregado trióxido mineral ³⁸.

De Deus y cols ⁶⁷ demostraron que la resistencia mecánica de Biodentine™ aumenta con el tiempo, hecho ya demostrado con el MTA anteriormente. En este trabajo se llevó a cabo el test de push out a la semana y a los sesenta días y concluyeron que Biodentine™ poseía una resistencia mecánica promedio superior a la del MTA en ambas mediciones.

Según Shokouhinejad ⁴², la resistencia mecánica de TotalFill Root Repair Material® también aumenta con el tiempo. Según los hallazgos de este estudio, tanto a la semana como a los dos meses la resistencia del TotalFill Root Repair Material® es superior que la de ProRoot MTA®. Cabe decir, que la consistencia probada es la putty, (masilla) y no la consistencia pasta, que es la que hemos utilizado en este estudio, ya que la forma putty no se comercializa en Europa. También es importante apuntar que el grosor de las muestras es de 2 mm y el tamaño muestral es superior al de este estudio. La mayor resistencia mecánica que muestra el TotalFill Root Repair Material® con respecto a ProRoot MTA® no concuerda con nuestros resultados, pero esto puede deberse a la diferente consistencia de este material, ya que puede que contenga agentes de relleno distintos a los de la consistencia pasta que deberían ser caracterizados.

Según Walsh y cols ³⁶, la resistencia a la compresión de TotalFill Root Repair Material® Putty es superior a la del ProRoot MTA® blanco a la semana. Cabe decir, que estos autores llevan a cabo un test mecánico, en el cual miden la fuerza a la cual se rompen los tapones de los cementos estudiados, no la fuerza a la cual se extruye el tapón del material y no usan discos de dentina, sino de polietileno, por lo que no podemos trasladar los resultados de este estudio con el nuestro.

Sólo hemos encontrado un estudio en el que se lleva a cabo un test de push out con el cemento TotalFill Root Repair Material® paste ⁴³. En este estudio no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ProRoot MTA y TotalFill

Root Repair Material en las consistencias putty y pasta. Esto puede ser así debido a que se llevó a cabo el test mecánico a los cuatro días y por este motivo, puede que los materiales no hayan alcanzado las propiedades mecánicas idóneas.

CONCLUSIONES

1. El grupo de muestras de tres milímetros de ProRoot MTA® mostró una resistencia mecánica promedio de unión a la dentina superior a la de Biodentine™ y Totalfill Root Repair Material® Pasta ($p < 0,05$).

2. En el grupo de muestras de cinco milímetros se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre el grupo de muestras de Biodentine™ y Totalfill Root Repair Material®, presentando los valores de resistencia mecánica máximo y mínimo respectivamente.

3. La fuerza promedio necesaria para romper la unión al diente tanto para Biodentine™ como para Total fill® es superior en el grupo de un grosor de 5mm.

En el grupo de muestras de ProRoot MTA®, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la fuerza, en ambos grupos, aunque los resultados están muy próximos a la significación estadística .

4. Es necesario un tamaño muestral mayor (diecisiete muestras por grupo) para poder establecer diferencias estadísticamente significativas entre los tres materiales biocerámicos analizados, en cuanto a la resistencia de su unión al diente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Vallet-Regí M, Ruiz-Hernández E. Bioceramics: from bone regeneration to cancer nano medicine. *Adv Mater* 2011; 23: 5177-5218.
2. Hench LL, Wilson J. Surface active biomaterials. *Science* 1984; 226: 630-636.
3. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 1993; 19:591-595.
4. Gonzalez Losada, C. Estudio in vitro de la interfase entre el agregado trióxido mineral y la dentina [tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense, Facultad de Odontología; 2004.
5. Jefferies SJ. Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review part I. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26 (1): 14-26
6. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate and MTA Angelus. *Clin Oral Investig* 2015; 19 (3): 689-698.
7. Guven Y, Tuna EB, Dincol ME, Aktoren O. X- Ray diffraction analysis of MTA-Plus, MTA-Angelus and DiaRoot BioAggregate. *Eur J Dent* 2014; 8(2): 211-215.
8. García Barbero E, Vera González J, Velázquez Caño J, Baldonado Rodríguez JL, Rodríguez Muñoz A, González Losada C. Nuevas posibilidades terapéuticas en endodoncia. *Revista Europea de Odonto-Estomatología* 2000; 12(6): 325-330.
9. Islam I, Chng HK, Yap AU. Chemical analysis of mineral trióxido aggregate and Portland cement. *Int Endod J* 2006; 39:220-225.
10. Camilleri, J, Grech, L, Galea, K, Keir, D, Fenech, M, Formosa, L, Damidot, D, Mallia, B.

- Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Invest* 2014; 18(5): 1437-1446.
11. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J* 2013; 46: 632-641.
 12. Camilleri J. Hydratation mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007; 40:462-470.
 13. Min KS, Chang HS, Bae JM, Park SH, Hong CU, Kim EC. The induction of heme oxygenase-1 modulates bismuth oxide-induced cytotoxicity in human dental pulp cells. *J Endod* 2007; 33: 1342-1346.
 14. Marciano MA, Costa RM, Camilleri J, Mondelli RF, Guimarães BM, Duarte MA. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod*. 2014; 40(8):1235-40.
 15. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the Portland cement component of White Trioxide Aggregate with a phosphate-containing fluid. *J of Endod* 2007; 33:1347-1351.
 16. Camilleri J. Hydration characteristics of Biodentine and Theracal used as pulp capping materials. *Dent Mater* 2014; 30: 709-715.
 17. Camilleri J, Laurent P, About I. Hydration of Biodentine, Theracal LC, and a Prototype Tricalcium Silicate-based Dentin Replacement Material after Pulp Capping in Entire Tooth Cultures. *J Endod* 2014; 40(11): 1846-1854.
 18. Ma J, Shen Y, Stojicic S. Biocompatibility of two novel Root Repair Materials. *J of*

- Endod 2011; 37(6): 793-798.
19. Hirschman WR, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of three current direct pulp-capping agents with a new bioceramic Root Repair Putty. *J of Endod* 2012; 38(3): 385-388.
 20. AlAnezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LSW, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of EndoSequence Root Repair material. *Oral Surg Oral Med Oral Radiol Endod* 2010; 109:122-125.
 21. Samyuktha V, Ravikumar P, Nagesh B, Ranganathan K, Jayaprakash T, Sayesh V. Cytotoxicity evaluation of root repair materials in human-cultured periodontal ligament fibroblasts. *J Conserv Dent* 2014; 17 (5): 467-470.
 22. Attik GN, Villat C, Hallay F, Pradelle-Plasse N, Bonnet H, Moreau K, P. Colon P , Grosogeat B. In vitro biocompatibility of a dentine substitute cement on human MG63 osteoblasts cells: Biodentine versus MTA. *Int Endod J* 2014; 47: 1133–1141.
 23. Luo Z, Kohli MR, Yu Q, Kim S, Qu T, He W. Biodentine Induces Human Dental Pulp Stem Cell Differentiation through Mitogen-activated Protein Kinase and Calcium-/Calmodulin-dependent Protein Kinase II Pathways. *J Endod* 2014;40:937–942.
 24. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005; 31: 97-100.
 25. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Razmi H, Sajadi S, Davies TE, Saghiri MA, Gorjestani H, Dummer PMH. Bioactivity of EndoSequence Root Repair Material and BioAggregate. *Int J Endod* 2012; 45:1127-1134.

26. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate–based endodontic materials into root canal dentine. *J Endod* 2011; 44: 1081–1087.
27. Kim JR , Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J Dent* 2015; 43:241-247.
28. Pairokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review- part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 2010; 36:16-27.
29. Lovato KL, Sedgley CM. Antibacterial activity of EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA against clinical isolates of enterococcus faecalis. *J of Endod* 2011; 37(11):1542-1546.
30. Alsalleeh F, Chung N, Stephenson L. Antifungal activity of EndoSequence Root Repair Material and Mineral Trioxide Aggregate. *J of Endod* 2014; 40(11):1815-1819.
31. Bhavana V, Chaitanya KP, Gandi P, Patil J, Dola B, Reddy RB. Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *J Conserv Dent* 2015;18:44-6.
32. Lamb EL, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH. Effect of root resection on the apical sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95(6):732-735.
33. Jeevani E, Jayaprakash T, Bolla N, Vemuri S, Sunil CR, Kalluru RS. Evaluation of sealing ability of MM-MTA, EndoSequence, and Biodentine as furcation repair materials: UV spectrophotometric analysis. *J Conserv Dent* 2014; 17:340-343.

34. Nair U, Ghattas S, Saber M, Natera M, Walker C, Pileggi R. A comparative evaluation of the sealing ability of 2 root-end filling materials: an in vitro leakage study using *Enterococcus faecalis*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 112:74-77.
35. Hirschberg CS, Patel NS, Patel LM, Kadouri DE, Hartwell GR. Comparison of sealing ability of MTA and EndoSequence Bioceramic Root Repair Material: a bacterial leakage study. *Quintessence Int* 2013; 44:157-162.
36. Walsh RM, Woodmansey KF, Glickman GN, He J. Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-bases Root-end filling materials. *J Endod* 2014; 40(7): 969-972.
37. Singh S, Podar R, Dadu S, Kulkarni G, Purba R. Solubility of a new calcium silicate-based root-end filling material. *J Conserv Dent* 2015;18:149-53.
38. Gancedo-Caravia, L, García-Barbero E. Influence of Humidity and Setting Time on the Push-Out Strength of Mineral Trioxide Aggregate Obturations. *J Endod* 2006; 32 (9):894-896.
39. Caronna V, Himel V, Qingzhao Y, Zhang JF, Sabey K. Comparison of the Surface Hardness among 3 Materials Used in an Experimental Apexification Model under Moist and Dry Environments. *J Endod* 2014; 40 (7): 986-989.
40. Wang Z, Ma J, Shen Y, Haapasalo M. Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate material. *Int J Endod* 2014; 1-10.
41. Elnaghy A. Influence of Acidic Environment on Properties of Biodentine and White Mineral Trioxide Aggregate: A Comparative Study. *J Endod* 2014; 40(7): 953-957.

42. Shokouhinejad N, Razmi H, Nekoofar MH, Sajadi S, Dummer P MH, Khoshkhounejad M. Push-out bone strength of bioceramic materials in a synthetic tissue fluid. *J Dent (Tehran)* 2013; 10 (6): 540-547.
43. Shokouhinejad N, Yazdi KA, Nekoofar MH, Matmir S, Khoshkhounejad M. Effect of acidic environment on dislocation resistance of EndoSequence Root Repair Material and mineral trioxide aggregate. *J Dent (Tehran)* 2014; 11(2):161-166.
44. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent* 2013;16:462-5.
45. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of Various Endodontic Irrigants on the Push-out Bond Strength of Biodentine and Conventional Root Perforation Repair Materials. *J Endod* 2013; 39 (3):380-384.
46. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence Root Repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod* 2013; 39(8): 1071-1072.
47. Torabinejad M, Pitt Ford TR. Root end filling materials: a review. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12:161-178.
48. Frank AL. Therapy for the divergent pulpless tooth by continued apical formation. *J Am Dent Assoc* 1966; 72:87-93.
49. Torabinejad M, Abu-Tahun I. Management of teeth with necrotic pulps and open apices. *Endodontic topics* 2012; 23:105-130.

50. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol* 2002; 18:134-137.
51. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root end filling material. *J Endod* 1995; 21(7): 349-353.
52. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999; 25(3): 197-205.
53. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Int Endod J* 2010; 43: 917-929.
54. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Int Endod J* 2010; 43: 917-929.
55. Andreasen JO, Munksgaard EC, Bakland LK. Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dent Traumatol* 2006; 22:154-156.
56. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root end filling in dogs. *J Endod* 1995; 21:603-608.
57. Baek SH, Plenk H, Kim S. Periapical tissue responses and cementum regeneration with amalgam, SuperEBA, and MTA as a root-end filling materials. *J Endod* 2005; 31:444-449.
58. Chen I, Karabucak B, Wang C, Wang HG, Koyama E, Kohli MR, Nah HD, Kim S. Healing after Root-end Microsurgery by Using Mineral Trioxide Aggregate and a New Calcium Silicate-based Bioceramic Material as Root-end Filling Materials in Dogs. *J Endod* 2015;41(3):389-99.

59. Shinbori N, Grama AM, Patel Y, Woodmansey K, He J. Clinical outcome of endodontic microsurgery that uses EndoSequence BC Root Repair Material as the root-end filling material. *J Endod* 2015;41:607– 612.
60. Caron G, Azérad J, Faure MO, Machtou P, Boucher Y. Use of a new retrograde filling material (Biodentine) for endodontic surgery: two case reports. *Int J Oral Sci.* 2014 Dec;6(4):250-3.
61. Pawar AM, Kokate SR, Shah RA. Management of a large periapical lesion using Biodentine as retrograde restoration with eighteen months evident follow up. *J Conserv Dent* 2013; 16(6):573-575.
62. Tziafa C, Koliniotou-Koumpia E, Papadimitriou S, Tzias D. Dentinogenic Responses after Direct Pulp Capping of Miniature Swine Teeth with Biodentine. *J Endod* 2014; 40(12): 1967-1971.
63. De Rossi A, Bezerra Silva LA, Gatón Hernández P, Sousa-Neto MD, Nelson-Filho P, Bezerra Silva RA, Mussolino de Queiroz A. Comparison of Pulpal Responses to Pulpotomy and Pulp Capping with Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate in Dogs. *J Endod* 2014;40:1362–1369.
64. Hashem D, Mannocci F, Patel S, Manoharan S, Brown JE, Watson TF, Banerjee A. Clinical and Radiographic Assessment of the Efficacy of Calcium Silicate Indirect Pulp Capping: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Dent Res* 2014; 94(4): 562-568.
65. Kim S, Kratchman S. Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review. *J Endod* 2006;32: 601– 623.

66. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review- part III: Clinical Applications, Drawbacks, and Mechanism of Action. *J Endod* 2010;36:400–413.

67. De Deus G, Baptista Ferreira C, Silva Oliveira D, Fernandes Queros T, Miranda souza E, Depes de Gouvea CV, Nogueira Leal Silva E. Resistance of Hydraulic Calcium Silicate Cements to Dislodgment in Short- and Long-term Assessment. *J Adhes Dent* 2016; 18: 157–160.

68. Han L, Okijii T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate based endodontic materials. *Int Endod J* 2013; 46: 808-814.