



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

FUERZAS DE ADHESIÓN DEL MTA EN LA DENTINA.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

ANYA MAYANIN GÓMEZ MARTÍNEZ

TUTORA: Mtra. MARÍA MAGDALENA BANDÍN GUERRERO

ASESOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F.

2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por acompañarme a lo largo de mi carrera y brindarme la oportunidad de aprender de cada profesor y con cada experiencia vivida.

A mis padres Ezequiel Gómez e Hilda Martínez por haberme forjado como la persona que soy; por apoyarme incondicionalmente en todos los sentidos para alcanzar mis metas. Por ser un gran ejemplo de vida y fortaleza; por brindarme todo su amor, cuidados y paciencia.

A mis hermanos Leonardo y Danol por cuidarme, ser mis cómplices y compartir muchas experiencias que han llenado mi vida de alegrías y risas.

A mis profesores por la dedicación y tiempo para compartir sus conocimientos a lo largo de la carrera.

A amigos y familiares que creyeron en mí y que han estado siempre a mi lado compartiendo los buenos y malos momentos, sin dejarme vencer en ningún momento.

A mis amigos de carrera Oscar, Zeltzin, Lemuel y Teresita con quien compartí aprendizaje, risas, estrés y lágrimas. Momentos que se quedan en mi corazón por que sin duda fueron los mejores compañeros hasta el final.

Gracias por estar en mi camino y llenar mi vida de amor, de momentos maravillosos que han llenado mi corazón y me dan motivos para luchar cada día por alcanzar mis metas.



INDICE

INTRODUCCION.....	4
-------------------	---

CAPITULO I

1..AGREGADO TRIOXIDO MINERAL MTA

1.1 ANTECEDENTES.....	5
1.2 COMPOSICION.....	6
1.3 PROPIEDADES.....	7
1.4 TECNICA DE USO.....	10
1.5 INDICACIONES.....	11
1.6 DESVENTAJAS.....	11

CAPITULO II

2. DENTINA

2.1 DEFINICIÓN.....	12
2.2 ESTRUCTURA DENTINARIA.....	13
2.3 PERMEABILIDAD DENTINARIA.....	16
2.4 TIPOS DE DENTINA.....	17



CAPITULO III

3. ADHESIÓN

3.1 DEFINICIÓN.....	18
3.2 CLASIFICACIÓN.....	19
3.3 FACTORES QUE FAVORECEN LA ADEHESIÓN.....	20
3.4 MECANISMOS DE ADHESION A LA DENTINA.....	22

CAPITULO IV

4. FUERZA DE ADHESION DEL MTA A LA DENTINA

4.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	23
4.2 HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	24
4.3 OBJETIVOS.....	24
4.4 MATERIAL Y EQUIPO	25
4.5 TIPO DE ESTUDIO.....	26
4.6 UNIVERSO DE TRABAJO.....	26
4.7 METODO.....	27
4.8 RESULTADOS.....	38
CONCLUSIONES.....	44
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	45



INTRODUCCION

En la odontología los materiales dentales son parte importante, ya que nos permiten lograr restauraciones y tratamientos éxitos, gracias a los grandes avances tecnológicos, biológicos y químicos, se logran cada vez generaciones de materiales con nuevos elementos más desarrollados y que cubren con mayor eficacia la demanda de la terapéutica y de las restauraciones exitosas en las consultas dentales.

Con esto también encontramos, que con un solo material podemos tener la posibilidad de darle diversos usos en diferentes ramas odontológicas.

Por lo tanto, este trabajo sigue una línea de investigación en la que se ha realizado la evaluación de la adhesión del MTA a la dentina. Para valorar si nos puede ofrecer eficacia al ser usado previo a restauraciones.

El MTA ha sido estudiado ampliamente como material para sellar comunicaciones de conductos radiculares. Los estudios a los que se ha sometido han demostrado que este material resulta prometedor para usarse tanto en perforaciones radiculares, obturaciones retrogradas y como recubrimiento pulpar directo, ya que este material nos sirve como andamio para que se dé la formación de tejido dentinario gracias a la biocompatibilidad.



CAPITULO I

Agregado Trióxido Mineral (MTA)

1.1. Antecedentes históricos

En la década de los 90 se dio a conocer un nuevo material, el agregado de trióxido mineral (MTA), desarrollado en la Universidad de Loma Linda (California). Fue descrito por primera vez en la literatura especializada por Lee, Monsef y Torabinejad (1). Y patentado en 1995 por Torabinejad y White (2). Fue aprobado en 1998 por la FDA.

De 1993 a 1995 afirman que el MTA pertenece a los cementos portland los cuales tienen la capacidad de proveer una barrera física impenetrable una vez fraguado

Desde ese tiempo este material se ha sometido a varios estudios y empleado en diferentes áreas quirúrgicas y no quirúrgicas de la odontología.

En España en 1999, el MTA se empezó a comercializar con el nombre de Pro Root por Maillefer-Dentsply siendo un polvo de color gris, en el año 2002 se lanza al mercado polvo de color blanco con la misma composición. En Brasil se empezó a comercializar el MTA con el nombre de Angelus(5).

En el 2002 se reporta que este material ha sido valorado in vitro in vivo, aunque aún no existen datos registrados de que sea un material prometedor a largo plazo.



1.2. Composición

El MTA es un polvo de finas partículas hidrofílicas. Este polvo es fundamentalmente cemento tipo portland refinado, que está formado por compuestos cálcicos. Los principales componentes del MTA son en un 75% compuestos cálcicos como silicato tricalcico ($3Ca-SiO_2$), aluminio tricalcico ($3Ca O-Al_2 O_3$), silicato dicalcico ($2Ca O-Si O_2$) y aluminato férrico tetracalcico ($4Ca O-Al_2 O_3$); Un 20% de óxido de bismuto ($Bi_2 O_3$); 4.4 % por sulfato de calcio hidratado ($Ca SO_4 \cdot 2H_2O$) y sílica cristalina; y finalmente por residuos insolubles como óxido de calcio, óxido de magnesio y sulfato de potasio y sodio en un 6%.

El MTA presenta un tamaño de partículas más pequeño, contiene menos metales pesados tóxicos.

Posee un mayor tiempo de manejo y es sometido a un proceso de purificación adicional además el MTA a diferencia del portland presenta el óxido de bismuto el cual lo hace radiopaco en el uso de la odontología. (6,10)



1.3. Propiedades del MTA

Desde que surgió este material en el mercado se han realizado varias investigaciones científicas acerca de las propiedades y características.

- Valor del pH

El MTA hidratado presenta un pH inicial de 10.2 que aumenta a 12.5 tres horas después de la mezcla del polvo con agua estéril, disminuyendo un poco al paso del tiempo. El elevado valor del pH del MTA ha llevado a algunos autores a afirmar que la actividad biológica de este material, es debido a la formación de hidróxido de calcio por la reacción del silicato tricalcico y el silicato dicalcico con el agua, en el momento de fraguado. Incluso se sugiere que el MTA podría considerarse como hidróxido de calcio contenido en una matriz de silicato.

Los valores de pH inicial y post fraguado obtenidos por Torabinejad y Cols en sus estudios fueron confirmadas por otros autores en estudios posteriores sin embargo, se ha encontrado en algunos estudios un pH con un valor máximo de 9.36.(5)

Los autores sugieren que esta discrepancia de resultados podría deberse a la diferente metodología. (6)

- Radiopacidad

En el registro de la patente del MTA se puede observar que el bismuto es un componente añadido al MTA para conferir la radiopacidad. La única diferencia entre el MTA y el cemento portland es justamente el óxido de bismuto presente en el MTA. (4)



- Resistencia a la compresión y factores modificadores

En los diferentes estudios llevados a cabo con MTA, se vio como la resistencia a la compresión de este material aumenta en presencia de humedad hasta 21 días después de la mezcla alcanzando finalmente un valor aproximado de 70 mega pascales, así se ha podido concluir que aunque inicialmente la resistencia a la compresión del MTA resulta ser menor que la de algunos materiales con la misma indicación de aplicación, el valor final de esta resistencia es comparable al del IRM y del súper EVA. Pero significativamente menor que el del amalgama que es de 311 mega pascales. La microdureza del MTA aumenta según disminuya su pH. (6)

El efecto de mezclar el polvo de MTA con otros líquidos en lugar de agua estéril suministrada por el fabricante puede producir efectos en el tiempo de fraguado y en la resistencia de la compresión de este material.

- Fuerza de retención

La retención del MTA en una cavidad aumenta con el aumento del área de superficie. Hachmeister y Cols concluyeron en una investigación que una capa de 4 mm de profundidad de MTA presenta más resistencia al desplazamiento. (12)

- Capacidad de sellado y solubilidad

Comparado in vitro la capacidad de sellado del MTA en su aplicación como material de obturación retrograda, este presenta mayor capacidad de sellado que otros materiales.



Cuando termina el proceso de fraguado ocurre una expansión higroscópica, lo que favorece la capacidad de sellado y previene microfiltraciones, formando una matriz porosa caracterizada por la presencia de capilares internos y canales de agua. Según parece, el aumento de la proporción líquido polvo produce más porosidad y aumenta la solubilidad de este material, al contrario de lo que sucede usando una proporción adecuada. (13)

La capacidad de sellado del MTA en un ambiente acuoso puede estar comprometida durante las primeras 72 hrs debido a la excesiva solubilidad del material, lo que puede afectar la organización de las partículas en las paredes de la cavidad dentinaria. (14)

- Biocompatibilidad

La biocompatibilidad es una de las propiedades más importantes de un material cuando va a ser empleado en contacto directo con tejidos vivos. Todos los materiales utilizados en odontología tienen que ser previamente evaluados para proteger la salud de los pacientes. (14)

Los componentes solubles del MTA recién mezclado y del MTA fraguado presentan habilidad para solubilizar proteínas de la matriz de dentina que, potencialmente influyen en eventos de respuesta celular para reparación y regeneración de dentina. (15)

- Capacidad antimicrobiana

Se ha comprobado en estudios que el MTA tiene capacidad antimicrobiana frente a algunas especies como: estreptococos mutans, estreptococos sanguis y estreptococos salivarius. (16)



1.4. Técnica de uso

El polvo debe mezclarse con agua estéril en una porción 3:1 en una loseta de vidrio o papel con ayuda de una espátula de plástico o de metal. La mezcla puede llevarse en un transportador de plástico o metal a la zona operatoria. Si la preparación presenta demasiada humedad es difícil condensar, así que el exceso de humedad se puede eliminar con un trozo de gasa seca o algodón. En casos en que la mezcla este muy seca, se puede añadir más agua hasta obtener una consistencia pastosa. Como el MTA requiere humedad para fraguar, Debemos evitar la exposición del material por tiempo prolongado en la loseta, para evitar una deshidratación y que esta nos dé como resultado una mezcla seca y arenosa.(3)

Los principales constituyentes, silicato tricalcico y silicato dicalcico reaccionan con el agua produciendo una sal hidratada pobremente cristalizada e hidróxido de calcio.

Para una correcta manipulación del material se deben seguir las indicaciones del fabricante, inmediatamente antes de usarlo. (7)

Después de abrir el material, este debe guardarse en recipientes limpios y con tapas herméticas, lejos de la humedad.

Al colocar el MTA debe ser con una compresión moderada, ya que si se excede puede afectar la resistencia y la dureza, debido a la falta de espacio para las moléculas de agua.



1.5. Indicaciones

Este material ha sido utilizado en pulpotomias de dientes temporales, en dientes permanentes vitales, se ha utilizado como material para protección pulpar directa, en tratamiento de apicoformación, para reparación de perforaciones radicales y de furca, en caso de reabsorciones radicales, obturaciones a retro en cirugía periapical, como material de obturación radicular y como barrera a los agentes de blanqueamiento interno. (2)

1.6. Desventajas

Como ya sabemos el MTA es un material que nos ofrece muchas ventajas en el área clínica odontológica aunque como cualquier material presenta desventajas. En el caso del MTA el precio elevado es el factor más frecuente apuntado como limitación a la utilización de este material.

Otra característica del MTA también referida como desventaja es la manipulación que algunos autores consideran difícil. (9)

Sensible a la humedad por lo que se recomienda abrirlo solo al usarlo.

No se utiliza en sitios que estén en contacto con el surco gingival, pues ocurriría una solubilización completa del cemento.(8)

Microfiltración

CAPITULO II

Dentina

1.7. Definición

La dentina es un tejido que constituye la mayor parte de la estructura dental, es un tejido muy mineralizado, compuesto aproximadamente del 70 % de material inorgánico (cristales de hidroxiapatita), alrededor de un 20% de base orgánica, principalmente son fibras colágenas tipo I (altamente mineralizadas) y un 10% de agua; Esto permite que la dentina tenga un cierto grado mínimo de flexibilidad, sirviendo de soporte para que el esmalte no se quiebre. Es de color amarillento, lo que le da el color al diente. Como la dentina es un tejido muy permeable, cuando hay problemas de necrosis de la pulpa dentaria o hemorragia pulpar, se pigmenta con mucha facilidad. (17)

La dentina es un tejido sensible. Cuando se le estimula con agentes directa o indirectamente, se produce dolor, aunque en su estructura no tiene inervación; esto ocurre porque los tubos contienen prolongaciones celulares rodeadas de líquido, el que se mueve por efecto de calor, frío, aire, etc.

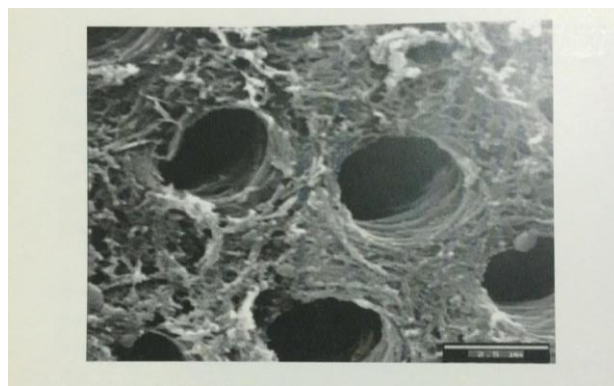


Fig.001dentina tubular y peritubular (24)



1.8. Estructura dentinaria

Túbulos dentinarios

Son muy finos 2 a 2,5 micrones de diámetro. Atraviesan todo el espesor de la dentina, desde el límite amelodentinario o cementodentinario hasta la pulpa. Tienen una orientación curva y perpendicular a la superficie. Existen alrededor de 40.000 túbulos dentinarios por mm^2 de superficie. (17)

Al ser observados en corte perpendicular, en su interior se observan las prolongaciones celulares, que ocupan casi todo el espesor del túbulo. Entre la membrana celular y la pared del túbulo hay un espacio llamado periodontoblástico, donde hay líquido tisular (por lo cual la dentina es tan hidratada). El odontoblasto secreta una sustancia orgánica que forma parte de la pared interna del túbulo, llamada lámina limitante. Los túbulos dentinarios en su extremo terminal, especialmente en la coronas, poseen ramificaciones (lo que genera a veces zonas más sensibles en la dentina en este sector); además entre túbulos dentinarios vecinos existen puentes laterales.(17)

Existe distinto número de túbulos dentinarios por unidad de medida en la parte externa e interna de la dentina. La zona externa de la dentina es más resistente porque posee más mineral entre los túbulos (19)



Dentina intertubular

Es la dentina que queda entre los túbulos dentinarios. Tiene colágeno (producido por el odontoblasto) mineralizado en un 70 %. Las fibras se disponen formando un tejido perpendicular al túbulo dentinario.(19)

Dentina peritubular.

Es la que va formando el odontoblasto a medida que avanza hacia la pulpa. Es más mineralizada que la dentina intertubular: 78-80%. Es un anillo hipermineralizado. A medida que se acerca al odontoblasto, la dentina peritubular se hace menor llegando a no existir al lado del odontoblasto, porque el odontoblasto recién la está formando. (19)

Dentina en un sector intermedio: a toda esta zona se le llama dentina circumpulpar.

Dentina muy cerca del odontoblasto: el colágeno no está mineralizado; este sector se llama *predentina*. La predentina se ve muy pálida y con unos globitos teñidos, el límite es irregular. Todo esto se debe a la forma en que se mineraliza el colágeno, esta no es un frente continuo de mineralización, sino núcleos de mineralización, llamados glóbulos de mineralización, cuando se unen estos puntos dejan un límite irregular y sinuoso.



Formaciones de dentina

- Líneas de incremento o líneas de Owen: representa las etapas de intermitencia de trabajo de los odontoblastos. (17)
- Zona granulosa: espacios negros que se ven en las zonas próximas al cemento, se deben a que algunos túbulos dentinarios terminan formando ases (gancho), por lo que al corte por desgaste, cuando el corte pasa por la curva del túbulo, se ven espacios que terminan ocupados por el abrasivo que se utilice.(17)
- Espacios interlobulares o espacios de Czermak: cerca del límite coronario se observan unos espacios más teñidos, por tanto, con menos componentes minerales, son zonas donde la expansión de los glóbulos de mineralización no termino.(17)



2.3 Permeabilidad dentinaria

Se entiende por permeabilidad a la capacidad de difusión de fluidos y solutos a través del sistema canicular comunicante.

La dentina es un tejido mineralizado de estructura tubular lo cual la hace permeable. Los túbulos dentinarios ocupan entre el 20 y 30 % del volumen total de este tejido

Los túbulos están llenos de líquido tisular de una composición similar a la del plasma. Cuando se llega a perder esmalte o el cemento por alguna causa, se da un movimiento de fluido el cual dará repercusiones clínicas. Este movimiento es el responsable de la sensibilidad. Además la presencia de fluido en la superficie de la dentina cuando preparamos alguna cavidad para obturarla afecta los mecanismos de adhesión de algunos de los materiales modernos y por lo tanto su capacidad de sellado.

La matriz dentinaria extracelular debido a su naturaleza tubular, es un tejido permeable en toda su extensión, desde la frontera interna, adyacente a la pulpa, a la frontera externa, el límite amelodentinario; y viceversa. (18).

Las características morfológicas y estructurales del tejido dentinario mantienen estrecha relación con las características funcionales de los odontoblastos de la pulpa periférica. (18)



2.4 Tipos de dentina

Dentina Primaria: se extiende desde el límite con el esmalte o cemento, hasta la pulpa, y comprende toda la formación de la pieza dentaria (primero se forma la corona, luego la raíz).

Dentina Secundaria (o secundaria fisiológica): después que se ha formado el diente, se sigue depositando dentina durante toda la vida del diente, ahora a una velocidad menor. Con esto la cámara pulpar disminuye de tamaño, igualmente los conductos radiculares. La estructura de esta dentina es igual a la de la primaria, solo que menos mineralizada. (17)

Dentina reparativa: su formación es producto de alguna alteración o agresión como una caries, una preparación cavitaria. Frente a una agresión la pulpa reacciona formando dentina en forma rápida frente a la zona comprometida; los odontoblastos forman una capa de dentina hacia la pulpa que aumenta el espesor de la dentina para contrarrestar el proceso de irritación; esa dentina se caracteriza por poseer odontoblastos más bajos y los túbulos dentinarios son de trayectoria irregular, con una cantidad de túbulos dentinarios menor. (19)

Dentina esclerótica: cuando el estímulo sobre la dentina es de poca magnitud, además de la dentina reaccional, los odontoblastos se van retrayendo y van mineralizando el túbulo dentinario (se forma dentina peritubular), con lo que desaparece. En este sector, a las observaciones por desgaste, la dentina se ve transparente.



CAPITULO III

Adhesión

3.1 Definición

Se define como toda fuerza estado o fenómeno que permite mantener dos superficies o materiales en contacto, o la fuerza que se opone a la superficie de la separación de dos cuerpos. Cuando las partículas que son atraídas son de distinta naturaleza se denomina fuerza de adhesión y cuando son de la misma naturaleza se denomina fuerza de cohesión. (20)

Cuando se ponen en contacto dos superficies que se desea adherirlas entre sí, es necesario destacar que uno de los requisitos más importantes es lograr el íntimo contacto entre las dos partes, lo cual no siempre es posible entre dos sustancias sólidas de ahí que por lo general se requiere de un elemento adicional que por sus características, al ser puesto en contacto con ambas superficies, pueda armonizarlas y lograr su unión. Este elemento, casi siempre, es un material semilíquido que al endurecer mantenga unidas las superficies. (21)



3.2. Clasificación

Existen dos formas para lograr la adhesión esta puede ser química o específica y mecánica o física

Adhesión mecánica

Es el mecanismo de adhesión que se conoce como traba mecánica la cual se logra a través de los de los defectos geométricos y estructurales dentro los substratos adherentes. Las partes a unir se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas o de un adhesivo, en las irregularidades que presenta la superficie de la otra, impidiéndose la separación al quedar ambas partes trabadas. (21)

Adhesión química

Este tipo de adhesión se produce al entrar en contacto dos superficies, generándose uniones de tipo químicas que determinarían una continuidad entre las superficies de unión. Esta unión se da por la presencia de enlaces químicos; estos enlaces pueden ser iónicos y covalentes o enlaces de tipo secundarios, como las fuerzas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrogeno, quelación y fuerzas de dispersión. (22)



3.3. Factores que favorecen la adhesión

Dependientes de la superficie (24):

- 1) Contacto íntimo: lo mejor que se adapta a un sólido es un líquido, por lo tanto el biomaterial restaurador o su medio adhesivo deberían ser líquidos o semilíquidos.
- 2) Para colocar un sistema adhesivo debemos tener superficies previamente desinfectadas y limpias, seguidas del secado, que en dentina es de manera relativa por la presencia de humedad en la dentina
- 3) Alta energía superficial: a mayor energía, mayor potencialidad de atracción hacia su superficie.
- 4) Potencialmente receptivos a uniones químicas: la dentina es potencialmente receptiva a uniones a través de los grupos carboxilos, amino, amidos y cálcicos de sus fibras colágenas
- 5) Superficie lisa y rugosa: desde el punto de vista de la adhesión física, es preferible una superficie irregular que trabe al adhesivo al endurecer dentro de ella. En cambio, desde el punto de vista de la adhesión química es preferible una superficie lisa en donde un adhesivo pueda correr y adaptarse si dificultad.



Dependientes del adhesivo (24)

- 1) Baja tensión superficial: mientras menor sea la tensión superficial mejor posibilidad de que el adhesivo moje o humecte los tejidos dentarios, logrando con ello un mejor contacto que favorezca uniones físicas y químicas.
- 2) Alta capilaridad. Mientras mayor sea la capilaridad, mayor posibilidad de llegar con el material o sus sistemas adhesivos al fondo del grabado del esmalte y obtener una mejor penetración dentro del túbulo dentinario para su sellado.
- 3) Alta humectancia o capacidad de mojamiento. Mientras más humectante sea el biomaterial o sus sistemas adhesivos, mejor será el contacto, favoreciendo con ello sus potenciales de uniones químicas y físicas.
- 4) Bajo ángulo de contacto : mientras menor sea el ángulo de contacto, mejores posibilidades de humectancia y de contacto físico y de reactividad química
- 5) Alta estabilidad dimensional ya sea al momento de endurecer o una vez endurecido, frente a variaciones térmicas, en su proceso de endurecimiento o en presencia de tensiones que intenten deformarlo.
- 6) Alta resistencia mecánica, química, adhesiva-cohesiva. Que lo hagan soportar las fuerzas de oclusión funcional y el medio bucal
- 7) Biocompatibilidad tanto con el diente como también con los tejidos.

3.4. Mecanismos de adhesión a la dentina

Después de haber conformado una cavidad en un órgano dental, la dentina presenta una capa de dentina deformada o estriada denominada smear layer. (fig.002)

Esta capa tiene un espesor de 0.5 a 6.5 micras, el espesor está determinado por el tipo de instrumento rotatorio usado, la temperatura generada, la presión ejercida durante la conformación de la cavidad, la edad del diente y la profundidad y zona del tallado cavitario.

Esta capa está constituida por una capa superficial y una capa profunda.

Para lograr la adhesión en la dentina es necesario realizar la activación o auto activación de la dentina mediante la desmineralización y eliminación del smear layer a través de ácido fosfórico o hibridación; así se forma la capa de hibridación. (24)

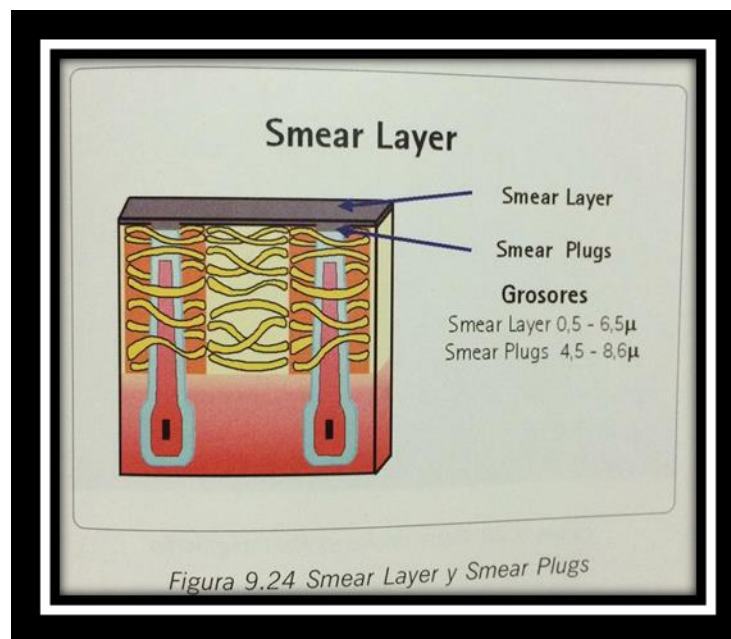


Fig. 002 (24)



CAPITULO IV

Fuerzas de Adhesión del MTA en la dentina

Gracias a la diversidad que podemos encontrar en un mismo material dental y a los avances en las investigaciones de materiales dentales, podemos tener usos variables y efectivos en un mismo material, lo cual nos puede ofrecer diversos beneficios, aunque por otra parte si no se realizan las pruebas adecuadas al material para verificar que los resultados que obtengamos sean los óptimos, nos podría causar varios fracasos en las rehabilitaciones.

Por lo cual en esta investigación nos enfocamos en el MTA y la fuerza de adhesión que se da entre ellos.

4.1. Planteamiento del problema

Aunque el Material de trióxido agregado ofrece resultados favorables en diversas áreas de la odontología, también ofrece un uso como protector pulpar directo. Por lo que nos plantearemos la siguiente pregunta de investigación.

¿Encontraremos adhesión óptima del material de trióxido agregado a la dentina?



4.2. Hipótesis de trabajo

Encontraremos una fuerza de adhesión óptima del Material de Trióxido Agregado a la dentina, para tenerlo como una opción de protección pulpar directo, teniendo la seguridad de que esté se mantenga adherido para realizar su función de reparación.

Hipótesis nula

Encontraremos que no hay fuerza de adhesión óptima del Material de Trióxido agregado a la dentina al ser usado como protector pulpar directo.

Hipótesis alterna

La adhesión que encontraremos entre el material de trióxido agregado a la dentina será mínima.

4.3. Objetivos

Objetivo general

Determinar la fuerza adhesión del MTA en la dentina

Objetivos específicos

- Valorar la fuerza de adhesión del MTA Angelus.
- Valorar la fuerza de adhesión hidróxido de calcio (Dycal dentsply).
- Valorar la fuerza de adhesión del MTA Angelus en dentina previamente grabada con ácido fosfórico al 37%.



4.4. Material y equipo

1. 15 dientes de reciente extracción, libres de caries e hidratados
2. Acrílico Nictone (mdc)
3. Cortadora THIN SECTIONING MACHINE Haco machines inc.con disco de diamante
4. Regla de plástico
5. MTA (Angelus)
6. Hidróxido de calcio DYCAL (Dentsply)
7. Aplicador de hidróxido de calcio
8. Espátula de cements no. 324 Hu-friedy
9. Ácido grabador 37% al (PRO DENSA)
10. Loseta de vidrio
11. Microbrush (Ivoclar Vivadent)
12. Fresas bola de diamante num. 6 SS White
13. Pieza de alta velocidad (Midwest)
14. Microscopio estereoscópico marca LOMO con ocular de medición
15. Ambientador de 37°C tipo baño maría (PolyScience)
16. Máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON)
17. Condensador de amalgama. (KMT)
18. Cureta Gracey (hu- friedy)



4.5. Tipo de estudio

Estudio observacional, experimental

4.6. Universo de trabajo

En 15 dientes humanos recientemente extraídos, libres de caries, se conformaron 3 grupos como se muestra en el cuadro

Grupo	cantidad
MTA	5
Hidroxido de calcio	5
MTA/ grabado	5
Total	15

- El primer grupo conformado por 5 Muestras obturadas con MTA.
- El segundo grupo conformado por 5 muestras obturadas con hidróxido de calcio.
- El tercer grupo conformado por 5 muestras obturadas con MTA previamente grabadas con ácido grabador.

4.7. Método

Preparación de muestras

Los 15 dientes humanos extraídos fueron preparados de la siguiente manera:

1 se les retiraron restos de ligamento periodontal y calculo dental con cureta, posteriormente fueron colocados en agua para mantenerlos hidratados durante la investigación.

2. las piezas dentarias fueron colocadas de 3 en 3 sobre trozos reglas plásticas de 10 cm y fijadas con acrílico. (fig. 003)

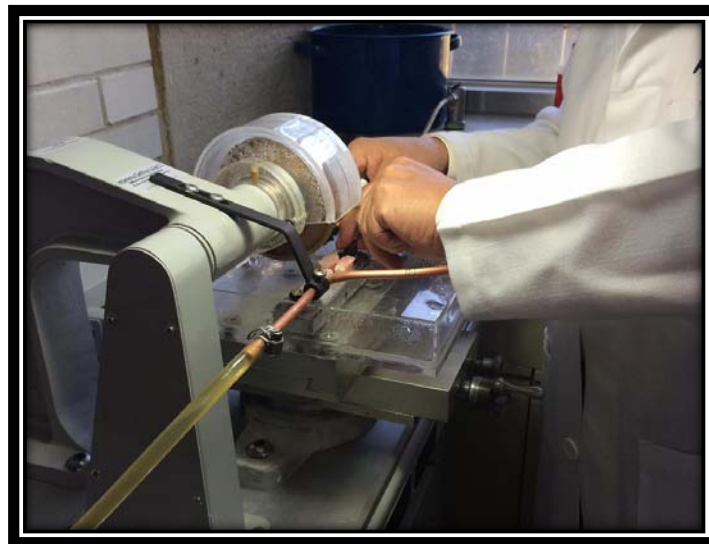


Fig003 colocando los dientes a seccionar en la cortadora.

- 6) Se realizaron cortes en dirección corono apical y por tercios, utilizando la Cortadora THIN SECTIONING MACHINE Haco machines inc. Con disco de diamante. En seguida, el tercio oclusal se secciono en tres tercios rescatando el tercio medio. (fig. 004 y 005)

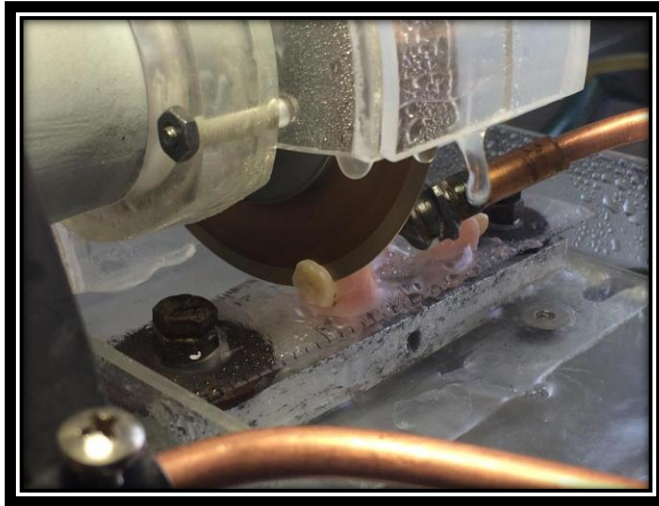


Fig. 004 corte de la parte oclusal de la corona.

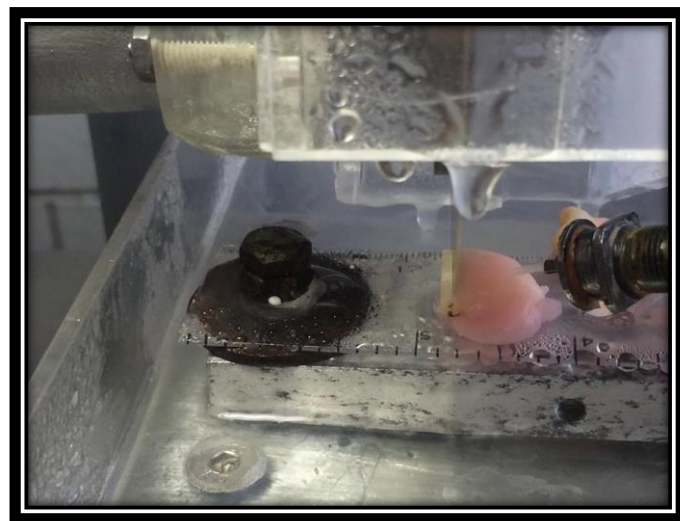


Fig. 005 corte del tercio medio de la corona.

4. los tercios seleccionados se posicionaron en un molde metálico de acero inoxidable con un diámetro de 15mm., colocándolas al centro conacrílico para fijarlas. (fig. 006)



fig.006 montaje de las muestras enacrílico.

- 7) Con las muestras ya preparadas se procedió a realizar cavidades en forma circular en el centro de la muestra, con pieza de alta velocidad y fresa de bola de diamanté no 6.



Fig.007muestra terminada.

6. Ya realizadas las cavidades fueron medidas diametralmente en un microscopio stereoespico (fig. 008) con ocular de medición para posteriormente calcular el área de contacto. (fig. 009)

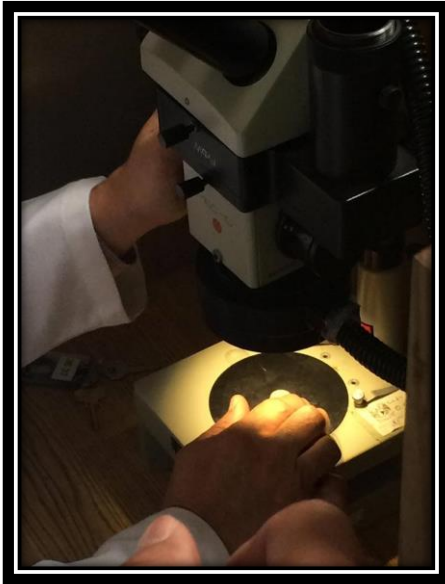


Fig.008

Muestra en Microscopio esteroscopico.

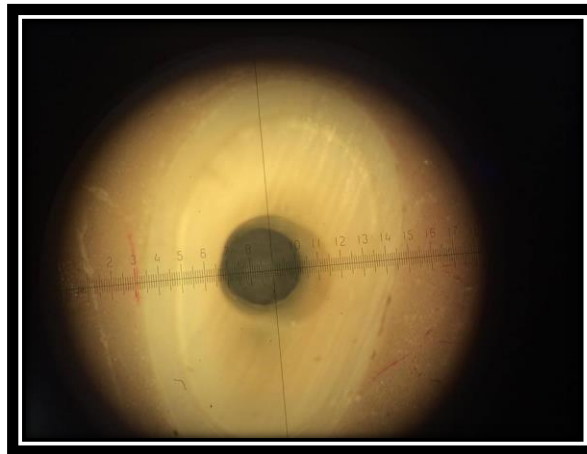


Fig.009 observación de la muestra a través del microscopio con ocular de medición.

7. el primer grupo fue obturado con MTA Angelus. (fig.010)

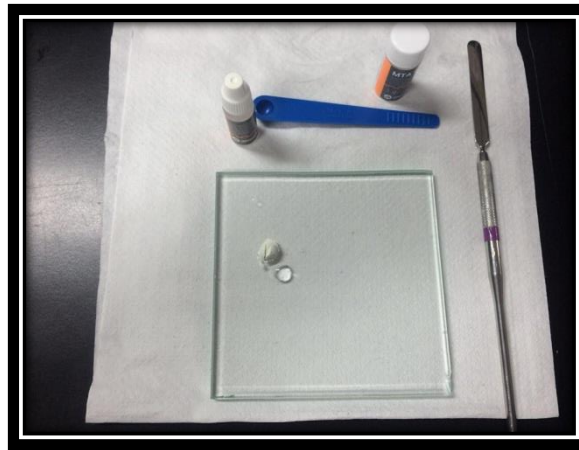


Fig.010 porciones MTA.

8. Se procedió a la preparación del MTA en una loseta de vidrio limpia y estéril, se espatulo durante 30 segundos una medida de polvo y una gota de agua destilada sobre la loseta. Obteniendo una consistencia arenosa. (fig.011)

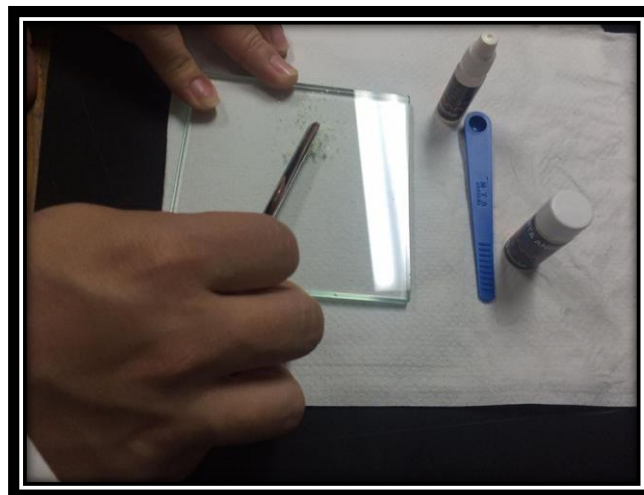


Fig. 011 espatulado del MTA.

9. Se lleva el MTA a la cavidad y se condensa. (fig.012)



Fig. 012 colocación de MTA en la cavidad de la muestra.

10. En el segundo grupo se realizó la obturación con hidróxido de calcio (DYCAL) se preparó el material siguiendo las instrucciones del fabricante y procedimos a colocarlo en las cavidades. (fig.013) (fig.014)



Fig.013 hidróxido de calcio.

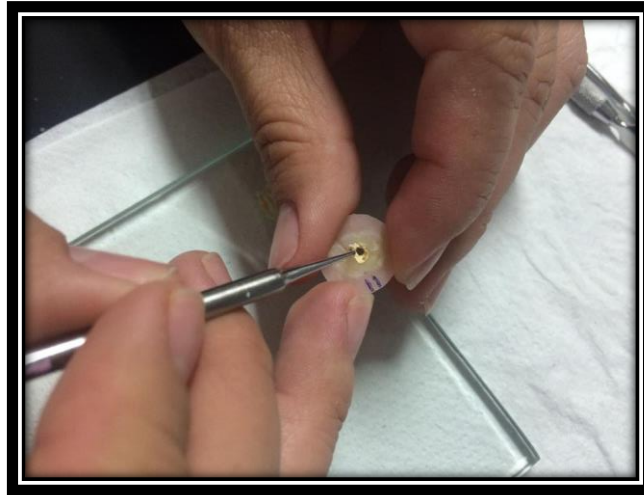


Fig.014 colocación de hidróxido de calcio en el segundo grupo de muestras.

11. Con el tercer grupo se realizó un grabado a la cavidad y se procedió a colocar MTA Angelus en las cavidades. (fig.015)



Fig.015 grupo de muestras con grabado previo a la colocación de MTA.

12. Ya con todas las muestras terminadas, se colocaron en el Ambientador de 37°C tipo baño maria (PolyScience), en donde permanecieron durante 5 días antes de realizar el ensayo de resistencia a la fuerza de adhesión. (fig.016) (fig. 017)



Fig.016. Ambientador (PolyScience).

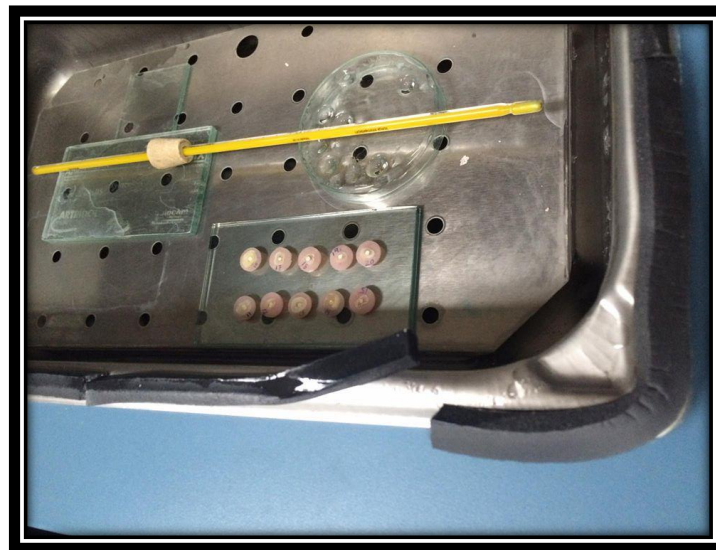


Fig.017 colocación de muestras en Baño maria (PolyScience).

PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FUERZA DE ADHESIÓN

13. Al haber transcurrido los 5 días en el Baño maria (PolyScience), cada una de las muestras fueron colocadas en el aditamento especial para la pruebas de resistencia a la fuerza de adhesión. (fig. 18)



Fig.018 colocacion de la muestra en el aditamento para la pruebas de resistencia.

14. Se colocó el aditamento con la muestra en la maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON y se corrió la prueba a una velocidad de 1 mm por minuto hasta alcanzar el desprendimiento del material en la muestra. (fig.19) (fig.20)

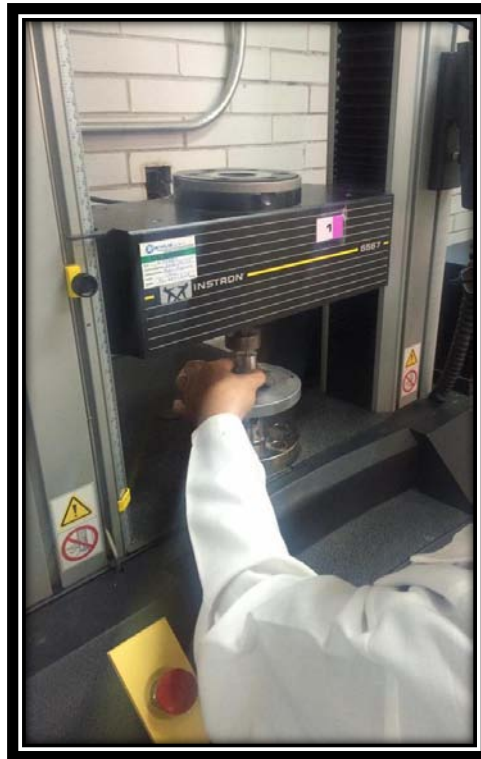


Fig.019 colocando la muestra para iniciar la prueba.



Fig. 020 realizando la prueba de resistencia en la maquina INSTRON.

4.8. Resultados

Grupo 1 MTA

MUESTRAS	MPa
1	0.1323
2	0.114
3	0.1877
4	0.2477
5	0.1575

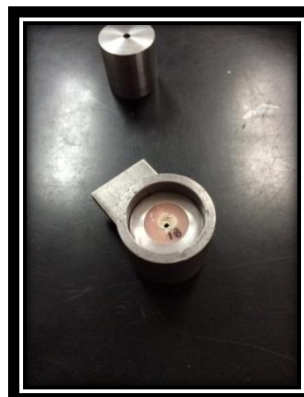
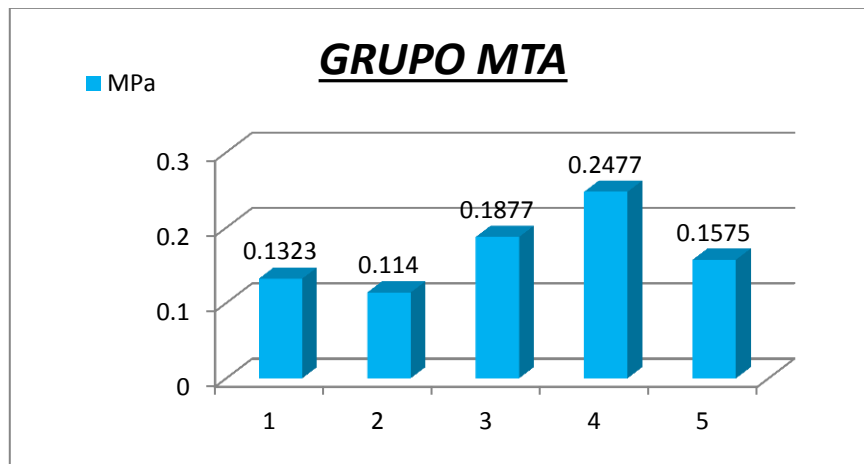


Fig.021. se observa el desprendimiento del material después de la prueba.

Grupo 2 hidróxido de calcio

MUESTRAS	MPa
1	3.989
2	3.275
3	11.36
4	3.121
5	12.82

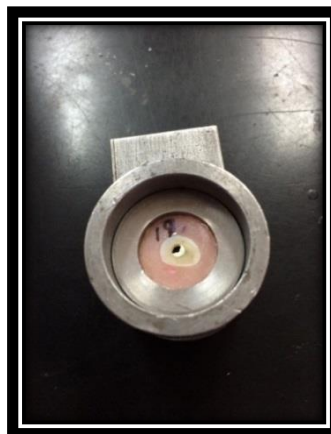
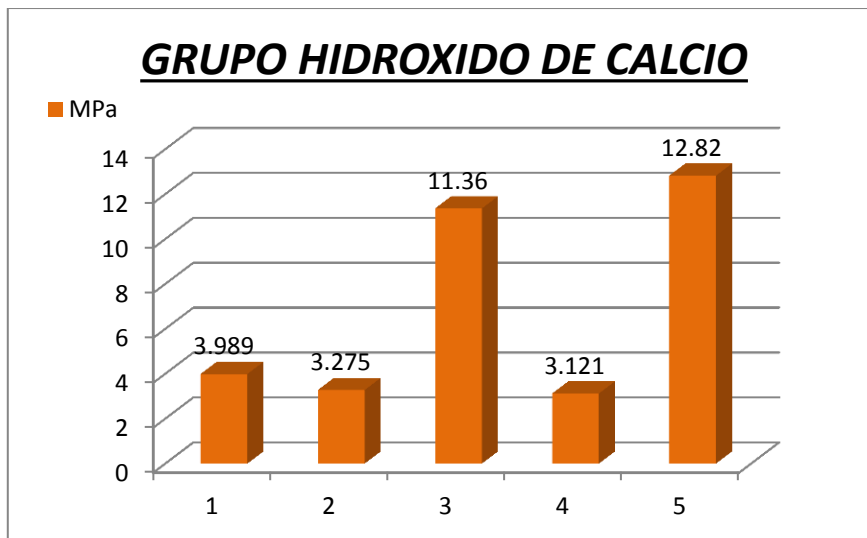


Fig.022 muestra del grupo de hidróxido de calcio después de la prueba.

Grupo 3 Ac.-MTA

MUESTRAS	MPa
1	0.4155
2	0
3	0.1367
4	0.0605
5	2.283

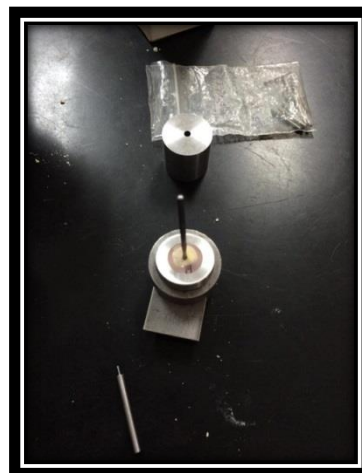
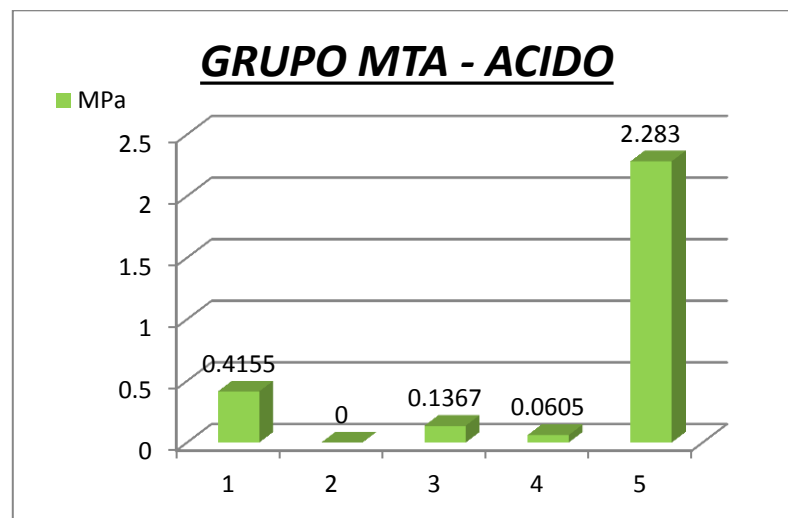
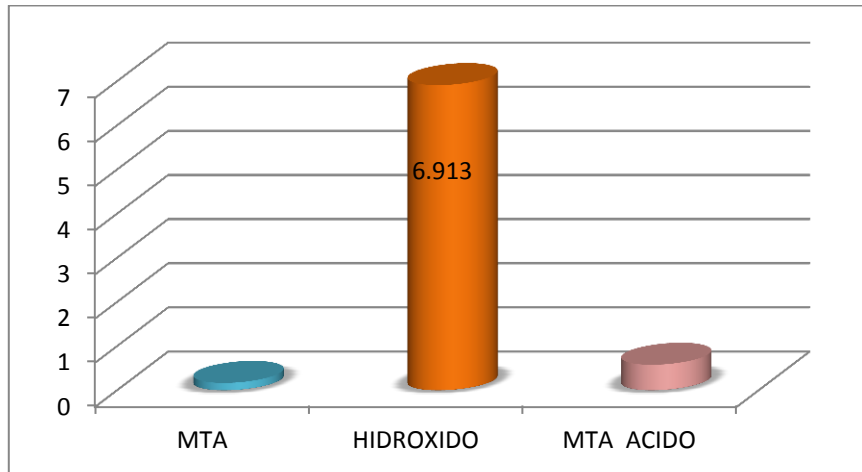


Fig.023 muestra de MTA después de la prueba.



Fig. 024 muestra del grupo 3 se observa el desprendimiento total del MTA

Los resultados obtenidos fueron analizados mediante análisis de varianza (ANOVA de 1 vía) a 1P (P= 0.073).



Como se muestra en el grafico el grupo que tuvo mayor fuerza de adhesión fue el de hidróxido de calcio con una media de 6.91 MPa y una desviación standard de 4.7 teniendo diferencias estadísticamente significativas con el grupo de MTA Y MTA- ACIDO A UNA P <0.05.

El grupo MTA tuvo la menor fuerza de adhesión con una media de 0.1678 y una desviación estándar de 0.0525 teniendo la diferencia más baja estadísticamente con el grupo hidróxido y el MTA- Acido a una P <0.05.

El grupo MTA- acido aunque tuvo una fuerza de adhesión baja resulto un poco más alta comparada con la del grupo MTA, presentando una media de 0.5791 y una desviación estándar de 0.966 a una P <0.05.



GRUPO	N	Missing	Mean	Std dev	Sem
MTA	5	0	0.168	0.0525	0.235
HIDROXIDO	5	0	6.913	4.765	2.131
Ac. – MTA	5	0	0.579	0.966	0.432

Se compararon los grupos con un post Ho de Tukey a ($P \leq 0.050$)

COMPARACION	Diff or Means	P	q	P	$p \leq 0.050$
Dycal vs. MTA	6.745	3	5.373	0.007	Si
Dycal vs. Ac.-MTA	6.334	3	5.045	0.01	Si
Ac.-MTA vs. MTA	0.411	3	0.328	0.971	No



CONCLUSIONES

Por los resultados que obtuvimos en las pruebas al ser comparados los resultados de los tres grupos el grupo que obtuvo menor fuerza de adhesión fue el grupo MTA, que comparándolo con el grupo del MTA en que fue previamente grabada la dentina, arrojó como resultado que al haber sido grabadas las muestras si se logra aumentar un poco la fuerza adhesión, aunque al comparar estos dos grupos con el grupo hidróxido de calcio podemos decir que la fuerza de adhesión aún sigue siendo muy baja.

Aunque el MTA nos ofrece beneficios terapéuticos al formar tejido dentinario cuando este se coloca como andamio, ser biocompatible, tener capacidad antimicrobiana, etc. La fuerza de adhesión a la dentina que resulto de las pruebas es muy baja.

De acuerdo a los resultados de las pruebas el MTA no cuenta con una adhesión a la dentina con suficiente resistencia lo cual no daría una estabilidad del material para mantenerse bajo las cargas de la masticación constantes. Por lo cual debe considerarse someterlo a más pruebas.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lee S, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a Mineral Trioxide Aggregate for repair of lateral root perforations. J Endod 1993;19(11):541-4.
2. Torabinejad M, White DJ. Tooth filling material and use. US Patent number 5,769,638.
3. Maroto M, Arera E, González Lazquez . Contrastada experiencia clínica a largo plazo en el uso del agregado trióxido mineral en pulpotomías de dientes temporales. Gaceta Dental 2007;177:76-89.
4. Torabinejad M, White DJ. Tooth filling material and use. US Patent number 5,769,638.
5. Dammaschke T, Gerth H, Schner H, Schfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. Dent Mater 2005;21:731-8.
6. Carlos Boveda. El odontólogo invitado. Aplicación clínica del Agregado Trióxido Mineral (MTA) en endodoncia. Citado 2001. Disponible en: dirección: <http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado7.html>
7. Roberts HW, Toth J, Berzins D, Charlton D. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: A review of the literature. Dent Mater 2008;24:149-64.
8. Camilleri J, Montesin F, Brady K, Sweeney R, Curtis R, Pitt Ford T. The constitution of mineral trioxide aggregate. Dent Mater 2005;21(4):297-303.
9. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. Int Endod J 2007; 40:462-70.



10. Camilleri J, Pitt Ford T. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J* 2006;39:747-54.
11. 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):349-53.
12. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod* 2002;28:386-90.
13. Sluyk RS, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of MTA when used as a furcation perforation repair material. *J Endod* 1998;24:768-71.
14. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod* 2008;34(1):80-2.
15. Souza Costa C, Duarte P, Chaves de Souza P, Giro E, Hebling J. Cytotoxic effects and pulpal response caused by mineral trioxide aggregate formulation and calcium hydroxide. *Am J Dent* 2008;21(4):255-61.
16. Tomson PL, Grover LM, Lumley PJ, Sloan AJ, Smith AJ, Cooper PR.
17. Disolution of bio-active matrix components by mineral trioxide aggregate. *J Dent* 2007;35(8):636-42
18. Fuentes Fuentes Ma . Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Av. Odonloestomatol* 2004; 20-2: 79-83.
19. Permeabilidad, *Odontología Sanmarquina* 2000; 1 (6): 6365
[Http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/odontologia/2000_n6/permea_denti](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/odontologia/2000_n6/permea_denti).



20. Embrio e hist. bucodentaria. Dentina
[www.idap.com.mx/apuntes/Embriologia/Dentina\(3\).doc](http://www.idap.com.mx/apuntes/Embriologia/Dentina(3).doc)
21. Phillips .. a Ciencia de los Materiales dentales de kinner . 7a Edici n. Editorial Interamericana 1986. 583. p.p 18-439. Cap. 2, 30.
22. Astorga C. ader M. aeza . Ehrmantraut M. i era C. ergara J. Texto de iomateriales Odontol g icos . 1a Edici n. Facultad de Odontolog a niv ersidad de Chile 2004. p.p . Cap. I. Faltan las pags.
23. A reu .. Adhesi n en Odontolog a Contempor n ea I. [www.odontolog a-online.com/casos.html](http://www.odontolog-a-online.com/casos.html). P gina revisada el d a 9 de Agosto, 2005.
24. Carlos Boveda. El odontólogo invitado. Aplicación clínica del Agregado Trióxido Mineral (MTA) en endodoncia. [Citado 2001] Disponible en: dirección:
<http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado7.html>
25. Oscar steenbecker Gonzalez, principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética y adhesiva, 2006,capitulo XI