

Lioni, Cintia B.

Agentes selladores. Relación entre la velocidad de reabsorción y la biocompatibilidad.



TRABAJO MONOGRAFICO

**Agentes selladores. Relación entre la
velocidad de reabsorción y la
biocompatibilidad.**

Cintia B. Lioni

✉: cintialioni@hotmail.com

Recibido: Mayo 2010 – Aceptado: Agosto 2010

Carrera de Post-Grado de Especialización en Endodoncia

Facultad de Odontología

Universidad Nacional de Rosario

INDICE

I. Introducción.	463
II. Desarrollo	
1. Obturación del conducto radicular - Cementos selladores	464
1.1. Requisitos que debe cumplir un sellador ideal.	466
1.2. Cementos selladores. Tipos.	468
1.3. Nuevos selladores endodonticos	480
III. Conclusión.	482
IV. Bibliografía consultada.	483

I. Introducción:

La obturación de los conductos radiculares es un paso importante a tener en cuenta para lograr éxito del tratamiento endodóntico.

Una vez logrado el desbridamiento del conducto, la limpieza y esterilidad del mismo se obturarara de forma tridimensional, permanente e impermeable con un material inerte, estable dimensionalmente y biocompatible. Debemos impedir que el espacio que anteriormente estaba ocupado por la pulpa dentaria se transforme en un refugio ideal para los microorganismos. A su vez, y dependiendo de la situación clínica y de la configuración anatómica del conducto se buscara prevenir la infección o reinfección, promoviendo la recuperación del ligamento periodontal, estimulando la regeneración del tejido conjuntivo del periodonto, con materiales con capacidad osteoconductora y osteoinductora.

La obturación de los conductos radiculares se realiza con conos de gutapercha, que por si solos no sellan el conducto; se requiere de un cemento sellador para que rellene las irregularidades entre el material de obturación y las paredes del conducto.

La presencia de un agente sellador es indispensable para lograr nuestra meta.

Existen en el mercado gran cantidad de selladores, pero es necesario conocerlos para poder aplicarlos a nuestro caso clínico.

El objetivo de este trabajo es profundizar los conocimientos acerca de las propiedades de los materiales selladores "tradicionales" y los "nuevos" y poder relacionar la biocompatibilidad de los mismos con la velocidad de reabsorción.

II. Desarrollo:

1. OBTURACION:

“Se denomina obturación del conducto radicular, al relleno compacto y permanente del espacio vacío dejado por la pulpa cameral y radicular al ser extraída y al dejado por el profesional durante la preparación quirúrgica con un material que oblitere en forma tridimensional, permanente e impermeable”. Lasala.

“Es el relleno en toda su extensión con un material inerte y/o antiséptico, que selle herméticamente, no interfiriendo y de preferencia estimulando al proceso de reparación apical y periapical que debe producirse después del tratamiento endodóntico”. Leonardo

“Es el llenado de la porción conformada del conducto con un material inerte y antiséptico que promueva un sellado estable y tridimensional y estimule o no interfiera con el proceso de reparación”. Soares – Goldberg

Obturar es rellenar los espacios del conducto con un núcleo de material que evite la fuga de líquidos y la penetración de bacterias. (Brackett et al. 2008)

Todos los espacios del conducto deben llenarse completamente, evitándose así la recontaminación. Los espacios vacíos podrían llenarse de microorganismos y líquidos, constituyendo agentes irritantes para los tejidos periapicales. Huang en 1998 demostró que la infiltración puede producirse en las interfases del cemento con la dentina, del cemento con el cono, por entre el cemento endodóntico o por disolución del mismo

La obturación del conducto se destaca como responsable del control microbiano, lo cual es decisivo para una correcta reparación tisular. Los microorganismos son el principal factor etiológico de periodontitis apicales, su eliminación durante el tratamiento de conducto mediante la irrigación y la instrumentación, es esencial. (Sipert et al 2005)

El material de obturación solo debe ocupar el interior del conducto radicular, debe llenarlo completamente, no debe ser irritante y preferentemente debe estimular los tejidos periapicales. Esta generalmente aceptado que la gutapercha junto con un cemento sellador es el método mas seguro para obturar el sistema de conductos radiculares. (Orstavik, et al. 1983). Sin embargo, la filtración de los selladores generalmente se produce entre las paredes del conducto y el sellador: hay que considerar la habilidad del sellador de adherirse a las estructuras dentinarias. (Hovland y Dumsha 1985). Factores como la presencia de barro dentinario, el entrampado de aire en la interfase diente-sellador, la presencia de conductos accesorios, conductos

avales o muy delgados que son dificultosos para preparar y obturar; podrían ser los responsables de las fallas por filtración. (Zmener et al. 1997)

Las discrepancias morfológicas de los instrumentos entre si, entre instrumentos y los conos de gutapercha sumado a la amplia variedad anatómica de conductos radiculares hace compleja la obturación tridimensional de los conductos radiculares. Se necesita que los conos de gutapercha se complementen con un material sellador. "los cementos selladores del conducto radicular se usan en conjunción con un material de obturación biológicamente aceptable, semisólido o sólido, para conseguir un sellado adecuado del sistema de conductos radiculares".

El sellador cumple la función de ocupar los espacios que quedan entre el cono de gutapercha y la pared del conducto; llena los huecos e irregularidades del conducto y los conductos laterales y accesorios. Actúa también como lubricante del conducto.

Se requiere de un sellador porque la gutapercha se adhiere pobremente a la pared dentinaria y por si sola, no sella efectivamente el sistema de conductos radiculares. (Huomonen et al. 2003)

Un sellador puede ser conceptualizado como aquel material que une la dentina radicular y al material de relleno; de forma similar a otras articulaciones, la capacidad de resistir la dislocación durante su función es crucial para su supervivencia. (Skidmore et al. 2006)

Algunos estudios realizados por De Gee et al. en 1994 demostraron que la remoción del barro dentinario mejoraba la adhesión de los selladores a la pared del conducto radicular.

Los cementos selladores deben ser biocompatibles y bien tolerados por los tejidos perirradiculares. "Todos presentan cierto grado de toxicidad cuando recién se realiza la mezcla, que disminuye cuando fraguan". (Cohen)

1.1 Requisitos que debe cumplir un sellador ideal:

- Debe ser homogéneo, al ser manipulado, para suscitar buena adhesividad entre el y las paredes del conducto, una vez endurecido. Un material que tenga la suficiente fluidez y tensión superficial baja para mojar las paredes del conducto y adaptarse a las mismas. (Wennberg A, Orstavik D. 1990) Una de las características que debe reunir un material de obturación es fluidez y baja tensión superficial para lograr humectar las superficies. Debido a que la técnica de obturación lleva un tiempo relativamente prolongado, dependiendo del caso particular, es importante que la fluidez se mantenga durante el mayor tiempo posible. (Kontakiotis, Wesselink 1997)
- Debe producir un sellado hermético; para De Bruyne et al. (2005), la capacidad de sellado depende de la formación de microgrietas, microfiltración, la adaptación marginal y el tipo de partícula del relleno.
- Debe ser radioopaco, para poder ser distinguido de las estructuras circundantes (Saliba et al. 2009)
- Debe tener partículas muy finas para poder mezclarse bien con el líquido
- No debe contraerse luego de su endurecimiento
- Na debe teñir la estructura dentaria remanente
- Debe ser bacteriostático, o bien no facilitar el desarrollo bacteriano
- Debe tener endurecimiento lento
- Debe ser insoluble en los fluidos bucales
- Debe ser bien tolerado por los tejidos periapicales (no debe provocar irritación)
- Debe ser soluble en solventes comunes para ser removido fácilmente en caso de necesitar retratamiento. Whitworth y Boursin (2000) afirmaron que la remoción de la gutapercha ha sido bien estudiada, hay que poner más atención en la remoción del cemento sellador de las paredes del conducto radicular y sus ramificaciones, que son inaccesibles por métodos mecánicos. Stabholz A y Friedman S (2007) sostienen que el retratamiento es un procedimiento que comprende el reingreso al sistema de conductos radiculares, con la eliminación de todo el relleno del interior de los conductos en toda su longitud, para permitir la desinfección y crear condiciones favorables para la curación de los tejidos perirradiculares. El cloroformo, por ejemplo, es un solvente ampliamente usado para remover la gutapercha del interior de los conductos (Tamse et al. 1986), aunque en contacto con los tejidos periapicales es tóxico; Barbosa et al. (1994) le atribuyen además características hepatotóxicas y neurotóxicas. Friedman et al. (1990) sostienen que la eliminación de la gutapercha combinada cualquier sellador, se ve facilitada con el uso de solventes como cloroformo, halotano xilol, eucaliptol o trementina.
- Debe poder ser reabsorbido en el periapice (en caso de sobreobturacion)
- Debe estimular la oposición de tejido fibroso de reparación

Para actualizar estos requisitos, podemos agregar que los cementos selladores no deben ser mutagénicos ni carcinogénicos (Leyhausen et al. 1999); no deben provocar reacción inmunitaria en los tejidos apicales y periapicales; no se deben modificar en presencia de humedad; no deben corroerse (Osorio et al. 1998). Un sellador biocompatible debe ayudar o estimular la reorganización de las estructuras dañadas para que la reparación pueda producir el sellado biológico del ápice y aislar cualquier cuerpo extraño. (Toledo Leonardo et al. 2000)

“Un material que sea bien tolerado por los tejidos periapicales pero no que no tenga buena capacidad de sellado; o bien que sea buen sellador pero que irrite los tejidos periapicales, no debe ser considerado como buen sellador”.

El pronóstico de una terapia endodóntica ha mostrado ser de irregular a insuficiente cuando la obturación de los conductos radiculares está sobreobturada (Bergenholtz et al. 1979) o subobturada (Sjogren et al. 1990).

BIOCOMPATIBILIDAD

Esta propiedad es requisito esencial para los materiales de obturación.

El sellador entra en contacto cercano y prolongado con los tejidos vivos del paciente (tejido periodontal, hueso, seno maxilar, etc.) y con el personal dental (piel de manos). Existen posibilidades de reacciones adversas de naturaleza toxica sistémica, toxica local o alérgica (inmunológica). El material de obturación debe ser biocompatible ya que puede extruirse, de manera inadvertida, a través del foramen apical y entrar en contacto con los tejidos duros y blandos circundantes (Scotti et al. 2008).

La citotoxicidad, la genotoxicidad, la propiedad antimicrobiana y el potencial alérgico son parámetros que definen la biocompatibilidad de un sellador. La *CITOTOXICIDAD* es la capacidad del material de dañar las células y provocar inflamación.

A su vez, esta citotoxicidad puede alterar los mecanismos de defensa local y causar daño en las células del sistema inmune, modificando la información genética de las mismas. A esto se lo conoce como *GENOTOXICIDAD* o *MUTAGENICIDAD*. Estudios realizados revelaron que todos los selladores fueron biológicamente aceptables en términos de genotoxicidad. (Brzovic et al. 2009)

Las respuestas a largo plazo de los tejidos perirradiculares a materiales citotóxicos pueden retardar la curación periapical y contribuir al fracaso de tratamiento endodóntico (Sjogren et al. 1990).

Respecto a las *PROPIEDADES ANTIMICROBIANAS*, deben ejercer acción especialmente sobre bacilos gramnegativos anaerobios y sobre levaduras como *Candida albicans*.

El *POTENCIAL ALERGENICO* de los selladores es medido respecto a los síntomas clínicos que se dan luego de su aplicación; e incluyen rubor y prurito.

Hasta el momento, todos los materiales de obturación poseen cierto grado de agresión, que generalmente es tolerado y contrarrestado en el tiempo por la capacidad de defensa del organismo.

VELOCIDAD DE REABSORCION

Esta característica de los selladores esta representada por tres propiedades: la estabilidad dimensional, la impermeabilidad y la adherencia.

Los materiales selladores deben llenar de manera estable y permanente los espacios entre los conos de gutapercha y entre estos y las paredes del conducto radicular.

Es fundamental que el sellador sea estable dimensionalmente a lo largo del tiempo. Su pérdida, parcial o total se puede producir por causas físicas o químicas y atentar contra la durabilidad del mismo.

El sellador debe ser impermeable, no debe absorber humedad ni tampoco verse afectado por ella.

Es esencial que el sellador se adhiera a las paredes del conducto y se adapte de forma adecuada. Para ello se busca que sea pegajoso.

Las estabilidad dimensional y la biocompatibilidad son dos propiedades que van de la mano. Un material es poco estable dimensionalmente y poco biocompatible cuando su corrimiento, su tiempo de trabajo y el de endurecimiento es alto.

1.2 Materiales selladores. Tipos.

De acuerdo a su composición se clasifican en:

Selladores a base de Oxido de Zinc Eugenol:

- Cemento de Grossman
- Tubli Seal
- Endomethasone
- Cemento de Rickert

Selladores a base de Resinas:

- Ah 26
- Ah Plus
- Diaket
- Sealer 26

Selladores a base Hidróxido de Calcio:

- Sealapex
- Apexit
- CRCS – Calcibiotic Root Canal Sealer

Selladores a base de Ionomeros Vítreos:

- Ketac – Endo
- Endion

1.3 Nuevos selladores:

- A base de resinas compuestas y agentes de adhesión a dentina
Real Seal - Resilon / Epiphany

Lee Endo-Fill

- A base de cementos de fosfato de calcio
- A base de Silicones (Silicon C – Silicon A)

A continuación se describirá cada uno de los grupos poniendo énfasis en las propiedades anteriormente descriptas.

Selladores a base de Oxido de Zinc – Eugenol:

Surgen el 1925, como una necesidad de reemplazar a la Cloropercha y Eucapercha. Rickert lo introdujo. Como este cemento manchaba mucho los tejidos dentarios por el agregado de plata para darle radioopacidad ^(Bellizzi y Cruse. 1980); Grossman lo reemplazo.

Estos selladores endurecen por un proceso de quelación, cuyo producto final es eugenolato de zinc. La temperatura y la humedad afectan el endurecimiento, acelerándolo.

La reacción de endurecimiento es reversible, liberando eugenol e iones zinc bajo condiciones hidrolíticas. La presencia de agua dentro de los conductillos dentinarios produce la hidrólisis del oxido de zinc eugenol, liberándose zinc. Este migra por los túbulos dentinarios hacia la dentina remanente y reemplaza el calcio. Así, la estructura dentaria se vuelve mucho más frágil. El eugenol, compuesto fenólico irritante, es un alergeno de contacto que en contacto directo con la piel produce irritación de tipo dermatosica. Es citotóxico, en especial luego de la mezcla, aunque también lo es una vez endurecida la mezcla. Un estudio realizado por Chang et al. (2000) demostró citotoxicidad del eugenol sobre fibroblastos humanos.

Posee efectos neurotóxicos ya que en contacto directo con el nervio produce inhibición completa y reversible de la conductividad nerviosa.

Posee efectos antimicrobianos aun luego de mezclado con una gran variedad de microorganismos, entre ellos Enterococcus faecalis y bacterias anaerobias.

Cemento de Grossman

Composición:



Polvo:

Protóxido de zinc: 40,5 g

Resina Hidrogenada: 28 g

Subcarbonato de bismuto: 16 g

Sulfato de bario: 15 g

Borato de sodio anhidro: 1 parte

Líquido:

Eugenol: 5 ml

Aceite de almendras

dulces 1ml

El componente principal del polvo es el Oxido de Zinc que se combina con el eugenol del líquido. La mezcla se prepara en loseta esmerilada, lentamente, incorporando el polvo al líquido. Se aplasta sobre la loseta de tal forma que aflore el eugenol y se pueda incorporar mayor cantidad de polvo. La mezcla es por saturación. A mayor cantidad de polvo, menos eugenol libre, menos poder irritante. Cuando el óxido de zinc se mezcla con eugenol se forma eugenolato de zinc. El cemento de óxido de zinc eugenol fraguado consiste de granos de polvo de óxido de zinc unidos por una matriz de eugenolato de zinc. El eugenolato de zinc tiene la desventaja de disolverse en los tejidos, liberando eugenol y óxido de zinc; el eugenol libre siempre permanece en el sellador y actúa como un irritante ^(Araki et al. 1994). En condiciones húmedas se hidroliza el eugenolato de zinc formando hidróxido de zinc y eugenol libre ^(Gerosa et al 1995). La toxicidad de este eugenol liberado puede deberse a la inhibición de la respiración celular o a la lisis de la membrana citoplasmática. ^(Araki et al. 1994)

La presencia de humedad y temperatura dentro del conducto disminuyen el tiempo de endurecimiento.

Aunque posee resina hidrogenada en su composición, se adhiere bien a las paredes dentinarias.

Su velocidad de reabsorción es de 1 mm² de superficie radiográfica en 12 meses.

Lioni, Cintia B.

Agentes selladores. Relación entre la velocidad de reabsorción y la biocompatibilidad.

Posee un tiempo de trabajo (de 1 a 3 horas) y radioopacidad aceptable. Tiene buen corrimiento, no exagerar la cantidad de eugenol para no aumentar la irritación.

Su tiempo de fraguado lento (72 horas) lo hace irritante durante un tiempo prolongado.

Si se sustituyera el eugenol por aceites esenciales no se modificaría en gran medida el tiempo de endurecimiento. Grossman ⁽¹⁹⁸²⁾, demostró que la resina colofonia que contiene el polvo, modifica el Ph del medio, acelerando o retrasando el tiempo de fraguado.

El tiempo de endurecimiento y la consistencia del material son 2 factores que podrían influenciar la salud de los tejidos periapicales de forma negativa. ^(Grossman 1982) "la sobreobturacion accidental con Cemento de Grossman se reabsorbe muy lentamente, comportándose como un material altamente irritante para los tejidos periapicales" ^(Seltzer y col. 1973)

En 1976, Antrim estudio durante siete meses, la toxicidad del sellador de Grossman, N2, Rickert y Cavit. Demostró que, los más tóxicos fueron el cemento de Grossman y el N2. Rickert demostró toxicidad moderada, y Cavit toxicidad leve.

Tubli Seal

Se presenta comercialmente en dos pomos, pasta base y catalizadora. Se proporcionan partes iguales y se espátula hasta obtener una mezcla homogénea, blanquecina de consistencia fluida.

Posee un tiempo de endurecimiento rápido (17 minutos), sobre todo en presencia de humedad (Bellizzi, Cruse. 1980).

Su alto corrimiento, apenas preparada la mezcla, es una ventaja a la hora de obturar deltas apicales y conductos laterales. Pero se vuelve un inconveniente debido a que existen mayores posibilidades de sobreobturar.

La aplicación de este cemento con espiral de lentulo, o bien su excesiva colocación incrementa aun mas la posibilidad de sobreobturar.

Composición:



Oxido de cinc: 57,4%

Trióxido de bismuto: 7,50%

Oleorresinas: 21,24%

Yoduro de timol: 3,75%

Aceites: 7,50%

Modificador: 2,60%

Respecto a la biocompatibilidad, la presencia de oleorresinas en su composición produce una reacción severa y persistente en el tejido conectivo. Recientes estudios realizados por Chang, Lin, Chen et al. 2010 demostraron citotoxicidad moderada sobre los fibroblastos del ligamento periodontal.

Endomethasone:

Composición:



Polvo:

Dexametasona: 0,01 g
Acetato de cortisona: 1,00 g
Yodo timolado: 25,00 g
Trioximetileno: 2,20g
Oxido de cinc, sulfato de bario,
estearato de magnesio c.s.p.:
100,00

Líquido:

Eugenol

Las partículas del polvo son muy pequeñas, se aconseja, para lograr una mezcla adecuada, incorporar la mayor cantidad de polvo al líquido (eugenol). Su tiempo de trabajo es de 3 horas. Posee corrimiento y radioopacidad aceptables.

Su tiempo de endurecimiento es largo, 20 horas.

Posee acción antibacteriana debido a la presencia de Trioximetileno, antiséptico germicida potente que ejerce su acción precipitando proteínas. El Trioximetileno actúa como el paraformaldehído, ya que su fórmula química y su efecto es similar. Es un producto altamente tóxico que actúa produciendo lesiones nerviosas severas. Es citotóxico y mutagénico. Vajrabhaya y Sithisarn ⁽¹⁹⁹⁷⁾ sugirieron que la naturaleza química del Endomethasone podría ser la responsable de la alta reacción inflamatoria sobre los tejidos periapicales.

Bernath y Szabo ⁽²⁰⁰³⁾ realizaron un estudio donde sobreobturaban dientes de monos con Ah 26, Apexit, Endomethasone y cemento de Grossman. En todos los casos se generaron diversas reacciones cuerpo extraño, de tipo inflamatoria severa sobre los tejidos periapicales.

En su composición encontramos también dos corticoides, la dexametasona y la hidrocortisona, a los que se les atribuye la acción antiinflamatoria. En la zona periapical, la cantidad de corticoide actuante será muy baja.

El polvo contiene además óxido rojo de plomo, metal altamente tóxico (cancerígeno).

Cemento de Rickert – Pulp Canal Sealer

Se introdujo en odontología en el año 1927. Su uso se afirmó clínicamente debido a su estabilidad dimensional, adhesión, buen tiempo de endurecimiento, solubilidad y desintegración comparado con otros cementos a base de óxido de zinc eugenol. (Orstavik 1983)

Composición:



Polvo:

Plata: 24,74%

Oxido de zinc: 34,00%

Diyodo de bitimol (Arstol):
10,55%

Resina blanca: 30,71%

Líquido:

Esencia de clavo

Bálsamo de Canadá

El polvo contiene plata en su composición, que le da radioopacidad pero tiene la desventaja que colorea la corona clínica por penetración de las partículas en el interior de los túbulos dentinarios.

Posee índices bajos de contracción por lo que se considera un material estable dimensionalmente.

Su rápido endurecimiento hace que su mayor toxicidad se muestre en las primeras horas.

Tiene baja actividad antibacteriana.

Un estudio comparó la biocompatibilidad de dos cementos selladores de fosfato de calcio (CAPSEAL I-CAPSEAL II), con el de óxido de zinc eugenol (Pulp Canal Sealer); se demostró que todos mostraban compatibilidad aceptable. (Jim-Su-Kim et al. 2004)

Selladores a base de resinas plásticas:

Son selladores con buenas propiedades mecánicas y buena capacidad de sellado. Sus propiedades antimicrobianas son buenas, especialmente cuando esta recién realizada la mezcla.

No poseen efectos indeseables sistémicamente y las reacciones locales de tipo alérgicas son raras.

Se recomienda la "técnica sin tocar" debido a que los materiales no polimerizados pueden ser mutagénicos. Una vez endurecidos, la citotoxicidad y mutagenicidad es muy baja.

AH 26

Es una resina epoxi con un tiempo de trabajo largo y de endurecimiento de 24 a 48 hs. Durante su endurecimiento libera formaldehído y bisfenol A diglicilo, dándole la característica de ser citotóxico y mutagénico, aunque luego de endurecer la toxicidad disminuye notoriamente. Miletic et al. (2003) en un estudio in Vitro no lo encontraron mutagénico en linfocitos humanos.

Composición:



Polvo:

Oxido de bismuto: 60%

Polvo de plata: 10%

Oxido de titanio: 5%

Hexametilentetramina: 25%

Resina – Base:

Éter de bisfenol A
(diglicidil)

Se proporcionan dos partes de polvo por una parte de jalea. Si no se respetan las proporciones, el efecto toxico es mayor.

Posee alto corrimiento, es ideal para obturar deltas apicales siempre que el stop apical sea satisfactorio, de lo contrario se sobreobturara el conducto. No se recomienda llevarlo con espiral de Lentulo porque se incrementan los riesgos de propulsión más allá de los límites tallados.

Posee buena adhesividad, aun en presencia de un medio húmedo.

Su velocidad de reabsorción es lenta, 1 Mm de superficie radiográfica en 1 año.

Respecto a sus componentes, el oxido de bismuto le da poder astringente y antiséptico débil. Su efecto antimicrobiano es escaso y se da cuando el material recién se ha mezclado debido a la liberación de formaldehído. El Ah 26 mostró un Vitro, efectos osteogenicos; mientras que el Ah Plus no. Los endodoncistas deben considerar el posible efecto osteogenico del AH 26, tanto como el efecto citotóxico de los materiales de obturación y evitar la filtración del sellador a través del ápice, durante el tratamiento endodontico. (Pulgar et al. 2002)

La presencia de plata puede provocar pigmentación coronaria por la formación de sulfuros de plata.

Lioni, Cintia B.

Agentes selladores. Relación entre la velocidad de reabsorción y la biocompatibilidad.

AH Plus

Se trata de una resina epoxi-amina de composición química diferente al AH 26. Es una versión mejorada del mismo.

El avio contiene dos pastas que se mezclan por partes iguales.

Posee un tiempo de trabajo corto, de 4 horas y un tiempo de endurecimiento de 8 horas. Posee buena adaptación a las paredes del conducto y estabilidad dimensional a largo plazo (Briseño, Willershausen. 1990)

Resende et al. (2009) demostraron que el Ah Plus y el Epiphany fueron similares en términos de flow, radioopacidad, solubilidad y cambios dimensionales.

Composición:



Pasta A:

Resina epoxica

Tungtenato de calcio

Oxido de circonio

Aerosol

Oxido de hierro

Pasta B:

Amina adamantina

N, N-Dibencil-5-oxa

nonano-diamina-1,9

TCD-Diamina

Tugstenato de circonio

Aerosol

Aceite de silicona

Se caracteriza por tener excelente tolerancia histica, escaso efecto mutagénico y nula actividad genotóxica y carcinogénica. El Ah Plus no libera formaldehído, mientras que el Ah 26 si lo hace. (Huang et al 2000)

De Almeida et al. (2000), remarcaron la ventaja de que no contenga eugenol ni paraformaldehído. Otras propiedades ventajosas son: el rápido tiempo de fraguado, la alta radioopacidad, la fácil remoción, la baja solubilidad y la aceptable biocompatibilidad. Un estudio realizado por Miletic et al. (2005) revelo que el Ah Plus fue significativamente mas citotóxico que otro sellador, el RoekoSeal.

Algunos estudios demuestran que el Ah Plus es el mejor sellador a base de resinas que sella apicalmente los conductos a nivel apical (Limkangwalmongko et al. 1991); aunque otros estudios demuestran que los mejores selladores apicales son los cementos a base de hidróxido de calcio, como el Sealapex. (Lim, Tidmarrsh 1986)

Diaket

Es una resina polivinílica en un vehiculo pólicetónico.

Se proporcionan dos gotas de jalea con una medida de polvo.

Al tener un tiempo de trabajo muy corto (6 minutos) la preparación adquiere con rapidez consistencia filamentososa, que hace aun más difícil su manipulación. Esto significa un problema cuando se necesitan obturar varios conductos, pero puede ser ventajoso cuando se utiliza en obturaciones retrogradas.

Composición: (ESPE GMBH)



Polvo:

- Oxido de zinc: 98%
- Fosfato de bismuto: 2%

Gel:

- 2,2' dihidroxi-5,5-diclorodifenilmetano
- Propionilacetofenona
- Trietanolamina
- Acido caproico
- Copolimeros de acetato de vinilo, clorato de vinilo y vinil-isobutil-eter

Si se modifica la relación polvo – jalea y realiza una pasta muy consistente, su endurecimiento será más rápido, perdiendo su poder adhesivo y dificultando aun más la introducción en el conducto radicular. Si la mezcla es muy fluida, es más irritante y hay mayor predisposición a sobreobturar. Su tiempo de fraguado puede variar desde minutos a horas ya que es muy sensible a las condiciones ambientales (humedad, calor) (Briseño, Willershausen. 1990).

Una vez endurecido en el interior del conducto es muy difícil de desobturar. El efecto antimicrobiano esta dado por el hexaclorofeno.

Posee poco corrimiento, buena capacidad de adhesión al tejido dentinario, aun en presencia de humedad y escasa solubilidad.

No posee efecto toxico sistémico ni local, tampoco es mutagénico y la inhibición parcial de la conductividad nerviosa fue reversible.

Se lo critica porque tiene escasa o nula velocidad de reabsorción.

Sealer 26

Es un cemento que contiene hidróxido de calcio, oxido de bismuto, hexametilenotetramina y dióxido de titanio aglutinados por una resina epoxica bisfenol.

Algunos estudios demuestran baja citotoxicidad.

Composición:



Polvo:

- Trióxido de bismuto
- Hidróxido de calcio
- Hexametileno tetramina
- Dióxido de titanio
- Oxido de hierro

Resina:

- Resina epoxica
- bisfenol

Sellador a base de ionomero vítreo:

El cemento de Ionomero vítreo fue introducido por Wilson y Kent en 1970 como material de restauración "revolucionario" por su capacidad de adherirse a las estructuras dentinarias. En 1979 se lo propuso como material endodóntico y en 1991 surgió el Ketac-Endo (ESPE)

Son cementos que se adhieren químicamente a la dentina. Poseen mínima contracción, muy buena estabilidad dimensional y baja irritación tisular (Leonardo et al.1997).

Presentan el inconveniente de filtrarse, debido a la sensibilidad que presentan a la humedad durante su endurecimiento; esto se traduce en formación de poros. Además la unión entre el material y la pared del conducto trae problemas a la hora de retratamientos ya que su eliminación es muy compleja; hasta el momento no se conoce ningún solvente que facilite su remoción.

Ketac – Endo

Sus componentes están contenidos en una capsula que debe someterse a un vibrador para mezclarse.

Su tiempo de trabajo es muy corto, se aconseja la técnica del cono único para su utilización.

Ha mostrado ser altamente soluble, sobre todo en las primeras horas después del endurecimiento. Mucha o poca humedad en el medio provoca un endurecimiento insuficiente que favorece la citotoxicidad.

El material recién mezclado muestra cierto grado de citotoxicidad que disminuye notablemente luego del endurecimiento.

Un estudio realizado por Timpawat y Sripanaratakul (1998) demostró que la eliminación de barro dentinario con EDTA e NaOCl mejoraba muchísimo la técnica de sellado apical en dientes obturados con Ketac-Endo y Thermafil.

Endion:



Se compone de un polvo y un líquido (agua destilada); Sus características físicas y biológicas son similares al Ketac – Endo. La fluidez del material poco tiene que ver con el grado de respuesta inflamatoria de los tejidos. (Kaplan et al. 2003).

Un estudio demostró que Endion, Ketac Endo y Tubli Seal, tenían un muy reducido tiempo de trabajo y endurecimiento. Estos materiales se diseñaron para obtener una mezcla altamente fluida y lograr mayor eficacia en la obturación de conductos laterales y accesorios. El corto tiempo de endurecimiento

hace que a los 15 minutos los materiales ya estén fraguados. (Ray, Seltzer 1991)

Selladores a base de Hidróxido de Calcio:

Son selladores con propiedades técnicas inferiores a los anteriormente descritos, y con menor capacidad de sellado.

Biológicamente, cuando recién se realiza la mezcla, poseen buena actividad antimicrobiana.

La presencia de hidróxido de calcio en su composición estimularía, aparentemente, la recuperación apical y la formación de tejido duro. Los selladores endodónticos que contienen hidróxido de calcio se caracterizan por poseer propiedades promotoras de la calcificación. (Tagger et al. 1988)

Son solubles, liberan iones OH⁻ y Ca²⁺ y esta liberación es más alta cuando se utilizan suspensiones.

La liberación de iones OH⁻ se asocia a la degradación del sellador que favorece a la filtración.

Una vez endurecidos, ya no existen iones OH⁻ que pasen por difusión a la dentina.

Poseen actividad antimicrobiana debido al Ph alto, aunque no desinfecta los túbulos dentinarios contaminados con *Enterococcus faecalis*

Sealapex

Se presentan dos pastas (base y catalizadora), que se proporcionan partes iguales.

Su tiempo de trabajo y de endurecimiento son muy prolongados, inclusive en presencia de humedad. Nunca fragua en un ambiente seco.

Posee plasticidad y buen corrimiento.

Composición: (Sybron/Kerr)



Oxido de calcio 25,0%

Sulfato de bario 18,6%

Oxido de zinc 6,5%

Dióxido de titanio 5,1%

Estearato de zinc 1,0%

Estas sustancias se combinan con salicilato de isobutilo, salicilato de metilo y pigmento.

Es altamente soluble, esto le permite liberar el hidróxido de calcio en el medio donde se encuentre. Un estudio realizado por Leonardo et al en el 2000, demostró que la actividad antimicrobiana de este cemento se asociaba con la liberación de iones hidroxilo, que producen un incremento del Ph, generando un medio inapropiado para el crecimiento bacteriano.

La presencia de dióxido de titanio en su composición produce una irritación crónica y prolongada de los tejidos periradiculares.

Su desventaja es que es poco estable.

Holland y Souza (1985), lo han estudiado extensamente y demostraron que este sellador indujo el cierre biológico apical por formación de osteocemento.

Apexit

Se presenta como dos jeringas, pasta base y catalizadora.

Su uso no está muy difundido; fue reemplazado por el MTA. En un estudio realizado in vivo por Kolokouris et al. (1998), mostró severas reacciones inflamatorias con áreas de necrosis entre el 5 y 15 día. La intensidad de la reacción inflamatoria fue disminuyendo a los 60 días y continuó reduciéndose progresivamente hasta el día 120.



Briseno y Willershausen en 1992 demostraron que este sellador posee una gran citotoxicidad en las fases iniciales, que disminuye a lo largo del tiempo.

Posee buen corrimiento, es impermeable y es altamente irritante.

Pasta base:

Hidroxido de calcio 0,319g
Colofonia hidrogenada 0,315g
Dioxido de silicio silanizado altamente disperso 0,081g
Oxido de calcio 0,056g
Oxido de zinc 0,055g
Fosfato tricalcico 0,041g
Polimetilsiloxano 0,025g
Estearato de zinc 0,023g

Pasta activadora:

Salicilato de trimetilhexamodiol 0,250g
Carbonato de bismuto basico 0,182g
Oxido de bismuto 0,182g
Dioxido de silicio silanizado altamente disperso 0,150g
Salicilato de 1-3 butanodiol 0,114g
Colofonia hidrogenada 0,054g
Fosfato tricalcico 0,050g
Estearato de zinc 0,014g

CRCS / Calcibiotic Root Canal Sealer

Se comporta como un sellador a base de Oxido de zinc-eugenol ya que el polvo posee en su composición, fundamentalmente, oxido de zinc. Posee escasa capacidad de liberar el hidróxido de calcio.

Composición:



Polvo:

Oxido de cinc, Resina hidrogenada, Sulfato de bario, Hidróxido de calcio, Subcarbonato de bismuto.

Líquido:

Eugenol, Eucaliptol

La mezcla se prepara colocando dos o tres gotas de líquido a las que se les incorpora lentamente el polvo. La consistencia de la mezcla es cremosa.

Posee un tiempo de trabajo corto; la temperatura y la humedad modifican sus propiedades biológicas. Estimula la formación de cemento y hueso, por liberación de hidróxido de calcio desde el cemento. "capacidad osteogénica".

Su tiempo de fraguado es lento, tanto sea en un medio húmedo o seco. Presenta poca absorción de agua lo cual lo hace muy estable.

1.3 Nuevos selladores endodonticos

A base de resinas:

Los agentes de unión a dentina han logrado un buen sellado, con penetración de la resina en los túbulos dentinarios; la resina no solo penetra en el túbulo principal, sino también en sus ramificaciones. (Mamootil, Messer. 2007) Hasta el momento las desventajas que poseen es que existen ciertas dificultades para llevar el material al tercio cervical del conducto, y una vez polimerizado en el conducto, su remoción es muy difícil.

Real Seal - Resilon / Epiphany

Son nuevos materiales de obturación que utilizan polímeros en reemplazo de un "centro", tradicionalmente gutapercha, para llenar el espacio radicular (Brackett et al. 2008).

Es un sistema de obturación a base de resinas Epiphany y Real Seal como alternativa a la gutapercha.



El Resilon es un poliuretano adaptado para uso odontológico. Consiste en un primer auto acondicionante, un sellador basado en dimetacrilato de uretano (UDMA) y un núcleo de poliprolactona, que se unen para formar un "monoblock" en el cual el sellador se adhiere tanto a las paredes dentarias como al núcleo del material (Hammad et al. 2007).

El sistema se puede usar mediante condensación lateral, condensación vertical en caliente o

inyección termoplástica.

El Resilon es atóxico, no mutagénico y biocompatible. Tay et al. (2005) sugieren que posee citotoxicidad y es debida a uno a más de los aditivos que libera (poli-caprolactona).

Se comercializa en forma de conos convencionales y estandarizados y como gránulos para usarlos con el sistema Obtura II.

El sellador se mezcla en loseta esmerilada y la viscosidad se ajusta con el disolvente. Tarda en fraguar aproximadamente 25 minutos; se recomienda fotopolimerizar la superficie coronaria por 40 segundos.

El núcleo de Resilon se une al cemento sellador de resina, que se adhiere a la superficie radicular grabada formando un monobloque. Esto se refleja en una interfase gutapercha – sellador y otra diente – sellador. Estas interfaces proporcionan un mejor sellado coronal y aumenta la resistencia radicular; aunque Ungor, Onay y Orucoglu en un estudio en el año 2006 demostraron que la combinación de sellador Epiphany con un centro de Resilon no tuvieron una unión más resistente que la del Ah Plus con gutapercha. Un estudio realizado por Bruyne y de Moor (2009) demostró que el Resilon como material de sellado apical se desempeñó mejor a corto plazo respecto a la combinación de gutapercha con MTA, mientras que esta no se deteriora con el paso del tiempo.

Lee Endo-Fill es un cemento sellador a base de silicona que se presenta comercialmente como una pasta y un líquido de fácil manipulación, buen tiempo de trabajo y fácil remoción, en caso de retratamiento. Es muy radioopaco. No se contrae al polimerizar y no pierde tanto volumen con el paso del tiempo.

A base de cementos de fosfato de calcio:

Son selladores formados por la mezcla de fosfato tetracalcico (fosfato dicalcico dihidratado o fosfato dicalcico anhidro) con una solución de 1M de heptahidrato dibasico de fosfato de sodio.

Sus propiedades biológicas, son hasta el momento favorables, presentando nulas o escasas reacciones inflamatorias; Se estudio la biocompatibilidad y el potencial osteogenico de dos selladores de fosfato de calcio colocados en tejidos subcutáneos e intraoseos de ratones. Este estudio concluyo que uno de los materiales poseía alta biocompatibilidad cuando era colocado de forma intraosea; mientras que el otro produjo moderada reacción inflamatoria con formación de células de cuerpo extraño. (Steinbrunner et al. en 1989)

El material sobreobturado no causo reacción inflamatoria notoria, es mas, hasta promovió la deposición de tejido duro tipo cemento.

Un material en experimentación que contiene (Oxido de calcio, fosfato de calcio, carbonato de calcio, silicato de calcio, sulfato de calcio, hidróxido de calcio y cloruro de calcio) fue desarrollado. Los usos clínicos son similares al MTA. Este material puede ser manipulado y fraguado en entornos acuosos. Tiene buenas características de maleabilidad y forma un sellado efectivo cuando se utiliza como material de obturación retrograda. (Asgary et al. 2008)

A base de silicones:

La silicona es un material inerte y biocompatible. Ha sido muy utilizada en medicina implantando el material. Los selladores a base de silicona se encuentran disponibles, pero no hay datos clínicos que avalen su uso en tratamientos endodonticos. (Huumonon et al. 2003)

Silicon C: Silicon que polimeriza por condensación. Provoca reacciones inflamatorias medianamente irritantes en un primer momento que a largo plazo desaparecen. Libera etanol durante su endurecimiento.

Demostró ser menos irritante que un sellador a base de hidróxido de calcio y uno de oxido de zinc eugenol.

Silicon A: Silicon que polimeriza por adición. Es mas estable dimensionalmente, se lo ha utilizado junto con la técnica termoplástica y de condensación lateral brindando mejores propiedades biológicas que el hidróxido de calcio y la resina epoxi.

III. Conclusión:

Como expuse en el comienzo del trabajo, la preparación biomecánica y la obturación de los conductos radiculares con materiales biocompatibles es de fundamental importancia para poder lograr el éxito clínico de nuestro tratamiento endodóntico.

La biocompatibilidad del agente sellador y su velocidad de reabsorción son dos propiedades a tener muy en cuenta al momento de elegir. La toxicidad está directamente relacionada con la composición química del mismo y es más severa cuando recién se realiza la mezcla.

Las casas dentales ofrecen una amplia gama de selladores con promesas de no ser tóxicos ni irritantes y de promover la reparación y cicatrización a distancia. Pero bien podemos afirmar, la premisa de que "todos los selladores producen cierto grado de toxicidad sobre los tejidos periapicales".

Debemos poder elegir, de acuerdo a la clínica, aquel que genere respuesta inflamatoria leve y de corta duración, con leve o nula sintomatología post operatoria y que contribuya a la cicatrización.

El mundo de la endodoncia nos sorprende cada día y la búsqueda de la excelencia, es decir de un sellador cien por ciento biocompatible y sin efectos irritantes, continúa.

IV. Bibliografía consultada:

- (1) Araki, K, Suda, H., Spangberg, L. "*Indirect longitudinal cytotoxicity of root canal sealers L929 cells and human periodontal ligament fibroblasts*". Journal of Endodontics 20: 67-70. 1994
- (2) Asgary, Shababi, Jafarzadeh, Amino, Kbeirieh. "*The properties of a New Endodontic Material*". Journal of Endodontics 34: 990-93. 2008
- (3) Atrim. "Evaluation of the cytotoxicidad of root canal sealing agents on tissue culture cells: in vitro: Grossman`s sealer, N2 (permanent), Rickert` sealer, and Cavit". Journal of Endodontics 2: 111-6. 1976
- (4) Barbosa SV, Burkard DH, Spangberg LS. "*Cytotoxic effects of gutta-percha solvents*". Journal of Endodontics 20: 6-8. 1994
- (5) Bellizzi, R.; Cruse, W. "*A historic review of Endodontics 1689-1963, part 3*". Journal of Endodontics 6:576-85. 1980
- (6) Bergenholtz, Horsted-Bindslev, Reit. "*Endodoncia. Diagnostico y tratamiento de la pulpa dental*". 2007. Editorial El Manual Moderno.
- (7) Bergenholtz, Lekholm, Milthion, Engstrom. "*Influence of apical overinstrumentation and overfilling on re treated root canals*". Journal of Endodontics 5: 310-4. 1979
- (8) Bernath, Szabo. "*Tissue reaction initiated by different sealers*". *International Endodontic Journal* 36: 256-61. 2003
- (9) Brackett MG, Marshall A, Lockwood PE, Lewis JB, Messer RLW, Bouillaguet S, Wataha JC. "*Cytotoxicity of endodontic materials over 6-weeks ex vivo*". *International Endodontic Journal*, 41: 1072-1078. 2008.
- (10) Brackett, Marshall, Lockwood, Lewis, Messer, Bouillaguet, Wataha, "Cytotoxicity of endodontic materials over 6-weeks ex vivo". *International Endodontic Journal* 41: 1072-78. 2008
- (11) Briseno, Willershausen. "*Root canal sealer cytotoxicity with human gingival fibroblasts III. calcium hydroxide-based sealers*". Journal of Endodontics 18: 110-3. 1992
- (12) Briseño, B.; Willershausen, B. "*Root canal sealer cytotoxicity on human gingival fibroblasts. I. Zinc oxide-eugenol-based sealers*". *Jouranl of Endodontics* 16: 383-6. 1990
- (13) Bruyne y de Moor. "*Long-term sealing ability of Resilon apical root-end fillings*". *International Endodontic Journal* 42: 884-92. 2009
- (14) Brzovic, Miletic, Zeljezic, Mladinic, kasuba, Ramic, Anic. "*In vitro genotoxicity of root canal sealers*". *International Endodontic Journal* 42: 253-63. 2009
- (15) Chang, Lin, Chen et al. "*Comparative cytotoxicity of five root canal sealers on cultured human periodontal ligament fibroblasts*". *International Endodontic Journal* 43: 251-57. 2010
- (16) Chang, Tai, Huang, Huang MF "*Cytotoxic and nongenotoxic effects of phenolic compounds in human pulp cell cultures*". *Journal of Endodontics* 26, 440-3. 2000
- (17) Cohen, Hargreaves. "*Vías de la pulpa*". Novena edición. 2008. Editorial Elsevier.
- (18) De Almeida WA, Leonardo MR, Tanomaru Filho M, Silva LA. "*Evaluation of apical sealing of three endodontic Sealers*". *International Endodontic Journal* 33: 25-7. 2000
- (19) De Bruyne MAA, De Bruyne RJE, Rosiers L, De Moor RJG. "*Longitudinal study on microleakage of three rootend filling materials by the fluid transport method and by capillary flow porometry*". *International Endodontic Journal* 38: 129-36. 2005
- (20) De Gee, Wu, Wesselink. "*Sealing properties of Ketac Endo, glass ionomer cement and Ah 26 root canal sealers*". *International Endodontic Journal*, 27: 239-44. 1994
- (21) Estrela, C. "*Ciencia Endodontica*". 1 edición-Español. 2005. Editorial Artes Médicas.
- (22) Friedman S, Stabholz A, Tamse A . "*Endodontic retreatment - case selection and technique. 3 Retreatment Techniques*". Journal of Endodontics 16:543-9. 1990
- (23) Gerosa, R, Manegazzi, G, Borin, M, Cavalleri, G. "*Cytotoxicity evaluation of six root canal sealers*". *Journals of Endodontics* 21: 446-8. 1995

Agentes selladores. Relación entre la velocidad de reabsorción y la biocompatibilidad.

- (24) Goldberg F. "Materiales y técnicas de obturación Endodónticas". 1 edición. Editorial Mundi. 1982.
- (25) Grossman. "The effect of Ph of rosin on setting time of root canal cement". Journal of Endodontic 8: 326-27 1982
- (26) Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. "Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth". Journal of Endodontics 33: 732-6. 2007
- (27) Holland, Souza. "Ability of a new calcium hydroxide root canal filling material to induce hard tissue formation". Journal of Endodontics 11, 535-43. 1985
- (28) Hovland EJ, Dusha TC. "Leakage evaluation in vitro of the root canal sealer cement Sealapex". International Endodontic Journal 18: 179-82. 1985
- (29) Huang TH, Lii CK, Chou MY, Kao CT. "Lactate dehydrogenase leakage of hepatocytes with AH 26 and AH Plus sealer treatments". Journal of Endodontics 26: 509-11. 2000
- (30) Huang. "Ph measurement of root canal sealers". Journal of Endodontic, 24: 236-38. 1998
- (31) Huuonen, Lenander-Lumikari, Sigurdsson, Orstavik. "Healing of apical periodontitis after endodontic treatment: a comparison between a silicone-based and a zinc oxide-eugenol-based sealer". International Endodontic Journal 36, 296-301. 2003
- (32) Jin-Su-Kim, Seung-Ho Baek, Kwang-Shik Bae. "In vivo, Study on the Biocompatibility of Newly Developed Calcium Phosphate-Based Root Canal Sealers". Journal Of Endodontics 30: 708-11. 2004
- (33) Kaplan, Ormaechea, Picca, Canzobre, Ubios. "Rheological properties and biocompatibility of endodontic sealers". International Endodontic Journal 36: 527-32. 2003
- (34) Kolokouris, Economides, Beltes, Viemmas. "In Vivo Comparison of the Biocompatibility of two Root Canal Sealers Implanted into the Subcutaneous Connective Tissue of Rats". Journal of endodontics 24: 82-5. 1998
- (35) Kontakiotis, Wesselink. "Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study". International Endodontic journal 30: 307-12. 1997
- (36) Leonardo MR. "ENDODONCIA. Tratamiento de conductos radiculares - Principios Técnicos y Básicos". Volumen 2. Capítulos 24 y 25. Editorial Artes Medicas Latinoamérica.
- (37) Leonardo, da Silva, Tonomaru, Bonifacio, Ito. "In Vitro evaluation of antimicrobial activity of sealers and pastes used in endodontics". Journal of Endodontic 26: 391-4. 2000
- (38) Leonardo, M.; Silva, L.; Utrilla, L.; Assed, S.; Ether, S. "Calcium hydroxide root canal sealers--histopathologic evaluation of apical and periapical repair after endodontic treatment". Journal of Endodontics 23: 428-32. 1997
- (39) Leyhausen, G.; Heil, J.; Reinfferschedl, G.; Waldman, P. Geurtsen W. "Genotoxicity and cytotoxicity of the epoxy resin-based root canal sealer AH Plus". Journal of Endodontics 25:109-13. 1999
- (40) Lim KC, Tidmarsh BG. "The sealing ability of Sealapex compared with AH26". Journal of Endodontics 12: 564-6. 1986
- (41) Limkangwalmongkol S, Burtscher P, Abbott PV, Sandler AB, Bishop BM. "A comparative study of the apical leakage of four root canal sealers and laterally condensed gutta-percha". Journal of Endodontics 17:495-9. 1991
- (42) Mamootil K, Messer HH . "Penetration of dentinal tubules by endodontic sealer cements in extracted teeth and in vivo". International Endodontic Journal 40: 873-81. 2007
- (43) Miletic, Jukic, Anic, Zeljezic , Garaj-Vrhovac y Osmak. "Examination of cytotoxicity and mutagenicity of AH26 and AHPlus sealers". International Endodontic Journal 36:330-35. 2005
- (44) Miletic, Devcic, Anic, Borcic, Karlovic, Osmak. "The Cytotoxicity of RoekoSeal and Ah Plus Compared During Different Setting Periods". Journal of Endodontic 31: 307-9. 2005
- (45) Orstavik D, Eriksek HM, Beyers-Olesen EM. "Adhesive properties and leakage of root canal sealers in vitro". International Endodontic Journal 16: 59-63. 1983
- (46) Orstavik. "Physical properties of root canal sealers: measurements of flow, working time and compressive strength". International Endodontic Journal 16: 99. 1983
- (47) Osorio, R.; Hefti, A.; Vertucci, F. Shawley A. "Cytotoxicity of endodontic materials". Journal of Endodontics 24:91-6. 1998

Agentes selladores. Relación entre la velocidad de reabsorción y la biocompatibilidad.

- (48) Pulgar, Segura-Egea, Fernandez, Serna, Olea. "The effect of Ah26 and Ah Plus on MCF-7 breast cancer cell proliferation in Vitro". International Endodontic Journal 35: 551-56. 2002
- (49) Ray H, Seltzer S. "A New Glass Ionomer root canal sealer". Journal of Endodontics 17: 598-03. 1991
- (50) Resende, Rached-Junior, Versiani, Souza-Gabriel, Miranda, Silva-Sousa, Sousa Neto. "A comparative study of physicochemical properties of Ah Plus, Epiphany y Epiphany SE root canal sealers". International Endodontic Journal 42: 785-793. 2009
- (51) Saliba, Abbassi-Ghandi, et al. "Evaluation of the Strength and radiopacity of Portland cement with varying additions of bismuth oxide". International Endodontic Journal, 42: 322-328. 2009
- (52) Scotti R, Tiozzo R, Parisi C, Croce MA, Baldissara P. "Biocompatibility of various root canal filling materials ex vivo". International Endodontic Journal, 41: 651-657. 2008.
- (53) Sipert, Hussne, Nishiyama, Torres. "In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, Mineral Trioxide Aggregate, Portland cement and EndoRez". International Endodontic Journal 38: 539-43 . 2005
- (54) Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. "Factors affecting the long-term results of endodontic treatment". Journal of Endodontics 16: 498-504. 1990
- (55) Skidmore LJ, Berzins DW, Bahcall JK . "An in vitro comparison of the intraradicular dentin bond strength of Resilon and gutta-percha". Journal of Endodontics 32, 963-6. 2006
- (56) Soares, Goldberg. "Endodoncia. Técnica y fundamentos". 1 reimpression. 2003. Editorial Panamericana.
- (57) Stabholz A, Friedman S. "Endodontic retreatment – case selection and technique. Part 2: treatment planning for retreatment". Journal of Endodontics 14:607-14. 1998
- (58) Steinbrunner R L, Brown C E, LeganJ J, A H Kafrawy "Biocompatibility of two apatite cements". Journals of Endodontics 24: 335-42. 1998
- (59) Tagger M., TaggerE., Kfir. "Release of calcium and hydroxyl ions from set endodontic sealers containing calcium hydroxide". Journal of Endodontics 14: 588-91. 1988
- (60) Tamse A, Unger U, Metzger Z, Rosenberg M. "Guttapercha solvents - a comparative study". Journal of Endodontics 12:337-9. 1986
- (61) Tay FR, Pashley DH, Williams MC, Rakesh Raina, Loushine, Weller, Kimbrough, King. "Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. I. Alkaline hydrolysis". Journal of Endodontics 31: 593-8. 2005
- (62) Timpawat y Sripanaratakul. "Apical sealing ability of glass ionomer sealer without smear layer". Journal of Endodontics 24: 343-5. 1998.
- (63) Toledo Leonardo, R.; Consolaro, A.; Zepone I.; Leonardo M. "Evaluation of cell culture cytotoxicity of five root canal sealers". Journal of Endodontics 26: 328-30. 2000
- (64) Ungor, Onay Y Orucogly. "Push-out bond strengths: the Epiphany – Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, Ah Plus and Gutapercha". International Endodontic Journal, 39: 643-47. 2006
- (65) Vajrabhaya, Sithisarm. "Multilayer and monolayer cell cultures in a cytotoxicity assay of root canal sealers". International Endodontic Journal 30: 141-4. 1997
- (66) Wennberg, Orstavik. "Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha". International Endodontic Journal 23: 13-9. 1990
- (67) Whitworth J M, Boursin E M. "Dissolution of root canal sealer cements in volatile solvents". International Endodontic Journal 33: 19-24. 2000
- (68) Zmener O, Spielberg C, Lamberghini F, Rucci M. "Sealing properties of a new epoxy resin-based root canal sealer". International Endodontic Journal 30: 332-34. 1997