

**UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Avaliação da solubilidade de cimentos obturadores dos canais  
radiculares à base de silicato de cálcio**

**Roberto Pinheiro Borges**

Orientador: *Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora*

Ribeirão Preto  
2011

Roberto Pinheiro Borges

**Avaliação da solubilidade de cimentos obturadores dos canais  
radiculares à base de silicato de cálcio**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação  
em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto,  
como parte dos requisitos para obtenção do Título  
de Doutor em Odontologia, área de concentração  
Endodontia.

Orientador: *Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora*

Ribeirão Preto  
2011

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento  
Técnico da Biblioteca Central da UNAERP  
- Universidade de Ribeirão Preto -

B732a Borges, Roberto Pinheiro, 1954 -  
Avaliação da solubilidade de cimentos obturadores dos canais  
radiculares à base de silicato de cálcio  
/Roberto Pinheiro Borges. - - Ribeirão Preto, 2011.  
74 f.: il. color. + anexos.

Orientador: Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora.

Tese (doutorado) - Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP,  
Odontologia, área de concentração: Endodontia. Ribeirão Preto, 2011.

1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Cimentos dentários.  
4. Espectrometria. I. Título.

CDD: 617.6342



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia  
da Universidade de Ribeirão Preto.



## ***Dedicatórias***

À minha esposa **Fátima**, pelo o exemplo de dedicação familiar, profissional, pela compreensão nos momentos de minha ausência e entendimento da importância deste projeto em nossa vida. Por tudo que passamos juntos nestes 36 anos com amor, respeito, carinho e amizade. Construímos juntos, uma linda família, uma vida profissional digna e respeitada, uma vida particular onde nossa cumplicidade mostrasse intensa, tanto nos momentos adversos como nas alegrias e conquistas, valorizando-as e sempre enaltecedo a vida. Pela forma de educar nossos filhos e pela união de nosso núcleo familiar. Essa conquista também é sua, parabéns amor!.

Aos meus amados filhos **Priscila, Augusto e Roberto**, por serem filhos e amigos dedicados. Ao **Rodrigo** e ao neto **Davi**.



***Agradecimentos especiais***

À minha Genitora **Consuêlo** que, no auge dos seus 95 anos, lúcida, soube valorizar e apoiar, dando sempre aquele conselho e carinho de mãe.

Ao meu pai e eterno Mestre **Prof. Dr. Augusto Motta Borges** (*In memoriam*) pela formação deste núcleo que respira Odontologia.

Às minhas irmãs **Gelsa Stela** e **Gláucia Maria**, pelo apoio familiar, cuidando de nossa genitora. Ao irmão e colega **Augusto Filho** pelo incentivo de sempre.



## ***Sumário***

## **Resumo**

## **Summary**

Introdução .....	01
Revista da Literatura.....	07
Proposição.....	57
Material e Métodos.....	59
Resultados.....	71
Discussão.....	89
Conclusões.....	97
Referências Bibliográficas.....	99

## **Anexos**



## ***Resumo***

Avaliou-se, no presente estudo, a solubilidade dos cimentos iRoot SP e MTA Fillapex comparados ao AH Plus, Sealapex e MTA, segundo a Especificação nº 57 da ANSI/ADA. Foram realizadas também análises químicas por espectrometria de absorção atômica e EDS, e morfológica da estrutura dos cimentos por MEV. Dez corpos de prova de cada cimento, com 1,5 mm de espessura e 7,75 mm de diâmetro, foram obtidos a partir de moldes de teflon. Os corpos de prova foram pesados e imersos, dois a dois, em 7,5 mL de água destilada por sete dias. Após este período foram removidos, secos e pesados. A solubilidade foi considerada como a perda de massa, expressa como porcentagem da massa original. Os líquidos de imersão foram submetidos à espectrometria para verificação da presença dos íons de Ca<sup>2+</sup>, K<sup>+</sup>, Zn<sup>2+</sup>, Ni<sup>2+</sup>, Na<sup>+</sup> e Pb<sup>2+</sup>. Amostras de cimento antes e após o teste solubilidade foram analisadas nas superfícies externa e interna por meio de EDS e MEV. Os dados foram analisados por Análise de Variância e teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). Em relação à solubilidade (%), os cimentos iRoot ( $20,64 \pm 1,42$ ) e MTA Fillapex ( $14,89 \pm 0,73$ ) obtiveram as maiores médias e foram diferentes entre si e dos demais cimentos ( $p < 0,05$ ). O Sealapex obteve valores intermediários ( $5,65 \pm 0,80$ ) ( $p < 0,05$ ). O AH Plus e o MTA apresentaram valores, estatisticamente diferentes dos demais, e dentro dos padrões da ANSI/ADA. Os cimentos iRoot SP, MTA Fillapex, Sealapex e MTA apresentaram liberação de alta concentração de íons Ca<sup>2+</sup>, ao contrário do AH Plus. A MEV evidenciou alteração morfológica após o teste de solubilidade e o EDS identificou presença de Ca<sup>2+</sup> nas superfícies dos cimentos estudados, sendo o menor teor no AH Plus. Altos teores de carbono foram observados nos cimentos testados, exceto, o MTA. Concluiu-se que os cimentos à base de silicato de cálcio não atenderam as exigências da Especificação nº 57 da ANSI/ADA em relação à solubilidade.



## ***Summary***

In this study, it was evaluated the solubility of MTA Fillapex and iRoot SP sealers compared with AH Plus and MTA Sealapex, following n° 57 ANSI/ADA Specification. It were also carried out a chemical analysis by atomic absorption spectrometry and EDS-X, and morphological structure of the sealers were assessed by SEM. Ten samples of each sealer, 1.5 mm thick and 7.75 mm diameter, were made from Teflon molds. The specimens were weighed and immersed in 7.5 mL of distilled water for seven days. After this, they were removed from molds, dried and weighed. The solubility was obtained based on the mass loss, expressed as a percentage of original mass. Immersion liquids were subjected to spectrometry to detect the presence of  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Zn}^{2+}$ ,  $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{Na}^+$  and  $\text{Pb}^{2+}$  ions. The sealers samples before and after the solubility test were analyzed in the external and internal surface by EDS-X and SEM. Data were analyzed by ANOVA and Tukey test ( $p<0.05$ ). Regarding the solubility (%), iRoot ( $20.64 \pm 1.42$ ) and MTA Fillapex ( $14.89 \pm 0.73$ ) had the highest mean values and were statistically different among themselves and from the other cements ( $p<0.05$ ). The Sealapex achieved intermediate values ( $5.65 \pm 0.80$ ) ( $p<0.05$ ). AH Plus and MTA were statistically different from the others, and in accordance with ANSI/ADA standards. iRoot SP, Fillapex MTA, MTA and Sealapex had higher release of  $\text{Ca}^{2+}$  ion, unlike AH Plus. SEM showed morphological changes after the solubility test and EDS-X identified the presence of  $\text{Ca}^{2+}$  on the surfaces of the tested sealers, being the lowest level in AH Plus. High levels of carbon were observed in all sealers, except for the MTA. It was concluded that the calcium silicate based sealers did not fulfill the requirements of n° 57 ANSI/ADA Specification in relation to solubility.



## ***Introdução***

A obturação dos canais radiculares tem como objetivo preencher o canal radicular em toda sua extensão, inclusive ramificações e foramens múltiplos, de maneira completa e compacta, com materiais biologicamente inertes e compatíveis. Independentemente da técnica usada, busca-se a obtenção de um “selamento hermético” e a conservação do material de obturação nos limites do canal radicular (COHEN; HARGREAVES, 2007).

De acordo com definição, a palavra hermética significa selado contra escape e entrada de ar, ou, feito hermético por meio da fusão ou selamento, o que não parece apropriado para Endodontia, uma vez, que se busca impedir a infiltração microbiana e de fluídos. Dessa maneira, JOHNSON; GUTMANN (2007) ressaltaram que o uso de termos como resistente à penetração de fluídos, impermeável a fluidos, ou resistente a bactérias seriam mais contemporâneos.

Entre os fatores que podem interferir no sucesso da obturação dos canais radiculares estão os materiais obturadores. Em relação à composição, os cimentos obturadores, que são definidos como plástico, podem ser classificados em: cimentos à base de óxido de zinco eugenol, que contêm ou não medicamentos, cimentos que contêm hidróxido de cálcio, cimentos à base de ionômero de vidro, cimentos resinosos à base de resina epóxi e de metacrilato, cimentos à base de silicona (GOLBERG et al., 1982; RESENDE et al, 2009; MARIN-BAUZA et al., 2010; FLORES et al, 2011) e mais recentemente os cimentos que contêm silicato de cálcio (ZHANG et al., 2010a; ZHANG et al., 2010b).

O primeiro cimento à base de resina foi preconizado por SCHRÖEDER (1954), que propôs um cimento obturador à base de resina epóxi de bisfenol A. A partir de então, as pesquisas contribuíram para a melhoria da qualidade desse tipo de cimento que resultou em várias propostas, entre elas o AH Plus.

O AH Plus é um cimento com propriedades físico-químicas satisfatórias, como baixa solubilidade (SCHÄFER; ZANDBIGLARI, 2003; VERSIANI et al., 2006; RESENDE et al., 2009; MARIN-BAUZA et al., 2010; FLORES et al., 2011), adequada radiopacidade

(BODRUMLU et al., 2007; CARVALHO-JUNIOR et al., 2007; TANOMARU-FILHO et al., 2007; RESENDE et al., 2009; MARIN-BAUZA et al., 2010; FLORES et al., 2011), adesividade à dentina radicular (NUNES et al., 2008) e expansão (ØRSTAVIK et al., 2001; RESENDE et al., 2009, MARIN-BAUZA et al., 2010; FLORES et al., 2011), além de possuir ação antimicrobiana e propriedades biológicas adequadas.

O agregado de trióxido mineral (MTA) foi desenvolvido, em 1993, com o objetivo de selar a comunicação da superfície interna do dente com a externa (TORABINEJAD et al., 1993; TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999). Atualmente, o MTA é utilizado em capeamento pulpar (ACCORINTE et al., 2008), apicificações (TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; FELIPPE et al., 2006), obturações retrógradas (BERNABE et al., 2007) e em perfurações (ACCORINTE et al., 2008). Além disso, possui satisfatória biocompatibilidade (HOLLAND et al., 2001), boa capacidade seladora (TORABINEJAD et al., 1993; SCARPARO et al., 2010), boa adaptação marginal, baixa citotoxicidade (BADR et al., 2010) e pH alcalino (TORABINEJAD et al., 1995; FRIDLAND; ROSADO, 2003).

Estudos demonstraram que o MTA apresenta comportamento semelhante ao cimento Portland comum, do tipo 1 (WUCHERPFENNING; GREEN, 1999; ISLAM et al., 2006a; SONG et al., 2006), acrescido de óxido de bismuto (ESTRELA et al., 2000; FUNTEAS et al., 2003), melhorando sua propriedade radiopacificadora (DUARTE et al., 2003; DANESH et al., 2006; FRIDLAND; ROSADO, 2003; NAMAZIKHAH et al., 2008, TINGEY et al., 2008).

O MTA é rico em óxido de cálcio que, em contato com o meio líquido, converte-se em hidróxido de cálcio. Esta dissociação em íons cálcio e hidroxila é responsável pelo

aumento do pH (CAMILLERI, 2007; CAMILLERI, 2008; DUARTE et al., 2003; DUDA; LOSSO, 2005), que, por consequência, proporciona um ambiente bastante desfavorável à proliferação bacteriana (ESTRELA et al., 2000; MOHAMMADI et al., 2006).

O aumento do pH e a presença de íons cálcio favorecem a biocompatibilidade do cimento aos tecidos periapicais (BODRUMLU, 2008; DING et al., 2008), além de favorecer a ação cementoblástica (FRIDLAND; ROSADO, 2003), responsável pela ação reparadora do material.

Considerando as propriedades de biocompatibilidade ressaltadas, assim como as dificuldades de manipulação e curto tempo de trabalho do MTA (PARIROKH; TORABINEJAD, 2010), foi proposto agregar a este material, polímeros e outros constituintes a fim de propiciar escoamento, tempo de endurecimento e força de adesão adequados para seu uso como material obturador dos canais radiculares (CAMILLERI, 2009). Com este propósito, os cimentos iRoot SP e MTA Fillapex, à base de silicato de cálcio, foram lançados no mercado.

O cimento iRoot SP apresenta-se disposto em seringa única devendo ser injetada diretamente no canal radicular em combinação ou não aos cones de guta percha. Este cimento requer a presença de água para endurecer e não necessita de agente adicional e de manipulação para fornecer uma massa consistente e homogênea (ZHANG et al., 2009a). O iRoot SP tem atividade antimicrobiana (ZHANG et al., 2009a), possui toxicidade intermediária entre o AH Plus e MTA (ZHANG; PENG, 2010b), propriedades biológicas favoráveis (ZHANG; PENG, 2010a), selamento apical equivalente ao AH Plus

(ZHANG et al., 2009b) e adesividade à dentina intrarradicular humana semelhante ao AH Plus (ERSAHAN; AYDIN, 2010).

O cimento MTA Fillapex apresenta em sua fórmula silicato de cálcio em uma base de resina de salicilato, que é o principal componente da Sealapex. Estudos realizados com MTA Obtura, que apresenta formulação similar ao MTA Fillapex, demonstraram que o seu escoamento está de acordo com o estabelecido na Especificação 57 da ADA (BERNADES et al., 2010) e que o nível de arsênico em sua formularção está abaixo do limite da ISO 9917-1 (BRAMANTE et al., 2008). Vale destacar que na literatura consultada não foram observados estudos sobre o MTA Fillapex.

O Sealapex foi o primeiro cimento endodôntico a ser introduzido no mercado com boas propriedades biológicas (HOLLAND; DE SOUZA, 1985). Apresenta prolongado tempo de presa e adequada radiopacidade (GUERREIRO-TANOMARU et al.; 2009), boas propriedades antimicrobianas (SIPERT et al., 2005) e baixa adesividade a dentina intrarradicular humana (ERSAHAN; AYDIN, 2010). Além disso, a difusão de seus íons cálcio e hidroxila eleva o pH na superfície adjacente aos tecidos periodontais, favorecendo a reparação óssea e o controle da reabsorção radicular (ELDENIZ et al., 2007).

Diante do desenvolvimento de novos materiais que trazem perspectivas de melhorias para a qualidade das obturações endodônticas e considerando a proposta dos cimentos que contêm silicato de cálcio, com potencial capacidade de liberação iônica, torna-se importante estudar a solubilidade destes cimentos.



## ***Revista da Literatura***

SCHRÖEDER (1954) propôs, pela primeira vez na Endodontia, um cimento obturador de canal à base de resina epóxi de bisfenol-A. Segundo o autor, o hexametileno tetramina é um catalisador cuja função na fórmula era iniciar a polimerização dos monômeros da resina. Para torná-los mais radiopacos, o autor adicionou ao pó do cimento o óxido de bismuto, o dióxido de titânio e a prata

pulverizada. A vantagem desse material (denominado AH 26) é a possibilidade de polimerização na presença de umidade.

A *American Dental Association (ADA)* estabeleceu, em 1983, uma série de normas e testes para a avaliação dos materiais obturadores endodônticos. Tal fato revestia-se de muita importância, passando então a existir procedimentos padronizados, com finalidade específica para a avaliação das propriedades físico-químicas dos materiais obturadores endodônticos. No ano de 1984, tais normas e testes foram efetivados por meio da Especificação nº 57 (*American National Standards Institute, 1984*) (*ANSI/ADA*) e revisadas em 2000.

FRIEDMAN et al. (1991) avaliaram a solubilidade e desintegração de cinco cimentos endodônticos imersos em água. Os materiais estudados foram: Apexit (Vivadent); Endiol (Voco); Endomethazone (Septodont); AH 26 (Dentsply) e Bioseal Normal (Ogna). Os cimentos foram manipulados de acordo com o fabricante e 0,07 mL e 1 mm de espessura das espécimes foram preparadas e suspensas após seus endurecimentos em frascos contendo 50 mL de água. As amostras ficaram armazenadas a 37º C por 2 dias (Tempo 1) e 7 dias (Tempo 2). A água foi evaporada e os resíduos sólidos foram determinados para calcular a perda de massa, em porcentagem de cada amostra. Os autores afirmaram que houve diferença estatisticamente significante entre o Apexit, o AH 26 e o Bioseal (em T1); em T2 (7 dias) a diferença esteve entre o Apexit e o Endion. Os autores concluíram que a desintegração dos cimentos endodônticos depende da sua composição e do aspecto químico da reação de endurecimento.

TORABINEJAD et al. (1993) avaliaram, *in vitro*, a capacidade de selamento do amálgama, Super-EBA e MTA, quando utilizados como materiais retrobturadores, por meio de microscopia confocal com utilização da solução de Rodamina B fluorescente. Após a obturação do canal radicular, as superfícies externas das raízes foram impermeabilizadas com esmalte cosmético e a porção apical preparada para receber o material a ser testado. As cavidades foram padronizadas com diâmetro de 1,5 mm e profundidade de 3 mm. Os espécimes foram distribuídos de acordo com o material de preenchimento, permanecendo imersos na solução corante por 24 horas. Após a secção longitudinal dos espécimes, a extensão da penetração do corante foi avaliada por meio de microscopia confocal. Os resultados evidenciaram que com exceção dos espécimes que receberam o MTA, todos os outros apresentaram espaços entre o material e as paredes da cavidade. O menor grau de infiltração foi encontrado no grupo do MTA, o qual mostrou-se estatisticamente diferentes dos demais. Os maiores valores de infiltração foram encontrados no grupo do amálgama. O Super-EBA apresentou valores intermediários. Os autores concluíram que o MTA foi o melhor material retrobturador, quando comparado ao amálgama e Super-EBA, no que se refere ao selamento apical.

TORABINEJAD et al. (1995), avaliaram a composição química, a radiopacidade, o tempo de endurecimento, a força compressiva e a solubilidade dos cimentos MTA (agregado trióxido mineral) e super EBA em relação ao amálgama e ao material restaurador intermediário (IRM). Para tanto, utilizaram o microscópio eletrônico de varredura (MEV) em associado à espectrometria da energia dispersiva por Raios-X (EDS-X) para determinar a composição do MTA. O valor do pH do MTA foi dado com o

pHmetro. A radiopacidade do MTA, determinada de acordo com o método descrito pela organização internacional de padronização. O tempo de presa e a força de adesão desses materiais foram determinados de acordo com as especificações modificadas da *American Dental Association*. Os resultados mostraram que os principais elementos presentes no MTA são os íons cálcio e fosfato. Em relação ao pH, inicialmente, o MTA obteve 10,2 e, após 3 horas da manipulação, alcançou 12,5. Os autores constataram ainda, que o MTA é mais radiopaco que o super EBA e o IRM, e o amálgama possui o menor tempo de presa (4 minutos) e o MTA 2h 45 min. A força compressiva em 24 horas apresentou-se baixa (40 MPa), sendo o menor valor entre os materiais, no entanto, aumentou após 21 dias (67 MPa). Finalmente, com exceção do IRM, todos os materiais testados apresentaram baixa solubilidade, sob as condições de estudo.

SOUSA-NETO et al. (1999) estudaram o efeito de diferentes tipos de breus e resinas hidrogenadas sobre a solubilidade e desintegração do cimento Grossman. O método utilizado foi o proposto pela Especificação nº 57 da ANSI/ADA para materiais obturadores de canais com cimentos Grossman contendo três tipos de breus (X, WW, e WG) e dois tipos de resinas hidrogenadas (*Staybelite* e *Staybelite* ester 10). Os resultados evidenciaram que diferentes tipos de breus e resinas hidrogenadas influenciaram na solubilidade dos cimentos testados, sendo que os cimentos contendo *Staybelite* (4,19 %), *Staybelite* ester 10 (5,09 %) e WW (3,14 %) apresentaram valores de solubilidade superiores dos considerados aceitáveis pela Especificação nº 57 da ANSI/ADA. Os cimentos contendo breu X (2,96 %); WG (2,79 %) apresentaram valores abaixo dos considerados aceitáveis pela Especificação nº57.

TORABINEJAD; CHIVIAN (1999) descreveram aplicações para o MTA nos casos de capeamento pulpar, em dentes com pulpite reversível, na apicificação de dentes com rizogênese incompleta e reparo cirúrgico e não cirúrgico de perfurações radiculares. Baseados em estudos *in vitro* e *in vivo*, os autores afirmaram que o MTA tem sido utilizado, como boa opção de material de preenchimento e estimulador de reparo tecidual. Salientaram a biocompatibilidade do material, bem como a sua capacidade de prevenir a microinfiltração e promover a regeneração de tecidos, quando em contato com a polpa dental ou tecidos perirradiculares.

WUCHERPFENNING; GREEN (1999) constataram, por meio de difração de raios-X, que o MTA e o cimento Portland apresentavam características micro e macroscópicas bastante semelhantes. Além dessa observação, relataram que o comportamento biológico de ambos materiais era também, muito parecido. Segundo os autores os dois cimentos são constituídos, principalmente, por cálcio, sílica e fosfato, e na presença de água, endurecem. Quanto a biocompatibilidade, tanto o MTA quanto o cimento Portland induziram a formação de barreira de tecido mineralizado, num período de 4 a 6 semanas.

ESTRELA et al. (2000) investigaram a ação antimicrobiana do ProRoot MTA, cimento Portland, pasta de hidróxido de cálcio, Sealapex e Dycal. Para o experimento foram utilizadas quatro cepas isoladas de bactérias, uma de fungo e uma mistura delas. Os autores verificaram que o ProRoot MTA e o cimento Portland apresentaram atividade antimicrobiana similar entre si, porém menor que a pasta de hidróxido de cálcio. Os cimentos MTA, Portland e Sealapex apresentaram apenas zonas de difusão, sendo que a

maior delas foi encontrada no grupo do Sealapex. Os pesquisadores analisaram também, por meio de espectrometria de fluorescência, a composição química dos cimentos MTA e Portland. Relataram que ambos apresentavam praticamente a mesma composição, diferindo apenas na presença do óxido de bismuto, presente no ProRoot MTA. Esses pesquisadores foram os primeiros a constatarem a presença desse agente radiopacificador no ProRoot MTA.

HOLLAND et al. (2001) avaliaram a biocompatibilidade do cimento MTA e do hidróxido de cálcio. Foram implantados tubos de dentina preenchidos com os materiais no tecido subcutâneo de ratos. Os animais foram sacrificados depois de 7 e 30 dias, e as peças preparadas para estudo histológico. Algumas peças foram descalcificadas para análise por meio da luz polarizada e da técnica de Von Kossa. Os resultados mostraram que na abertura dos tubos havia granulações birrefringentes a luz polarizada. Próximo às granulações, o tecido formado apresentava aspecto irregular. As paredes dentinárias exibiam no interior dos túbulos uma estrutura altamente birrefringente. Os autores concluíram que o cimento MTA foi biocompatível e ainda, que os mecanismos de ação de ambos os materiais eram similares.

ØRSTAVIK et al. (2001) avaliaram a alteração dimensional após endurecimento de onze cimentos endodônticos quando se prolonga o tempo de armazenamento das amostras em água de 30 dias para 48 semanas. O método pela ANSI/ADA para avaliar as alterações dimensionais lineares foi realizado em todos os cimentos testados. Os resultados mostraram que os cimentos endodônticos dispõem de diferentes comportamentos durante o teste de alteração dimensional. O cimento à base de óxido

de zinco e eugenol apresentou entre 0,3 a 1% de contração, e apenas um desses cimentos apresentou expansão acima de 6% (Procosol). Os materiais à base de resina epóxi, AH 26 e AH 26 sem prata, apresentaram uma larga expansão inicial (4-5%). O AH Plus expandiu entre 0,4% (4 semanas) e 0,9% (48 semanas). O Apexit, cimento que contém hidróxido de cálcio, apresentou a menor alteração dimensional (até 0,19% de expansão). O cimento RoekoSeal expandiu 0,2% até quatro semanas e depois estabilizou até o final do experimento.

SILVA et al. (2002) compararam a estabilidade dimensional e solubilidade/desintegração dos cimentos Portland e ProRoot MTA. Para análise da estabilidade dimensional os corpos de prova com 12 mm de altura e 6 mm de espessura foram imersos em 30 mL de água destilada. Após 30 dias, os corpos-de-prova foram removidos da água, secos e novamente medidos. A variação percentual entre as medidas finais e iniciais determinaram as alterações dimensionais. Nos testes de solubilidade e desintegração os corpos-de-prova com dimensões de 1,5 mm de espessura por 20 mm de diâmetro foram inicialmente pesados e mantidos em 50 mL de água destilada, durante 7 dias. Decorrido esse prazo, os corpos-de-prova foram removidos, secos e pesados novamente. Foi determinada a relação entre a massa final e inicial dos corpos-de-prova, percentualmente. Os resultados mostraram que o ProRoot MTA apresentou-se mais estável dimensionalmente (+0,12%) que o cimento Portland (+0,95%). Quanto à solubilidade/desintegração não houve diferença estatisticamente significante entre eles (cimento Portland= -7,76% e ProRoot MTA= -7,19%). Os autores observaram que apesar dos materiais apresentarem comportamentos diferentes em

relação à estabilidade dimensional, ambos encontravam-se com valores dentro da especificação Nº 57 da ADA (American Dental Association). Quanto às propriedades de solubilidade e desintegração, ambos mostraram valores acima dos parâmetros recomendados.

CARVALHO-JÚNIOR et al. (2003) estudaram a estabilidade dimensional e solubilidade e desintegração dos cimentos obturadores: Ketac-Endo (K), Endofill (E), N-Rickert (N) e Sealer 26 (S) de acordo com a Especificação nº. 57 da ANSI/ADA. No teste de solubilidade, o líquido utilizado foi água destilada e deionizada. Os resultados da estabilidade dimensional foram: E (+0,14), K (-0,24), N (+0,23), S (+3,26); e para solubilidade: E (3,90 %), K (9,90 %), N (3,00 %), S (0,25 %). Os autores verificaram que a estabilidade dimensional de todos os cimentos estava de acordo com as normas da ANSI/ADA. Quanto à solubilidade, os cimentos Endofill e Ketac-Endo apresentaram valores maiores que o recomendado. Os autores concluíram que o fato de obturar o canal radicular com um cimento que apresente baixa solubilidade e baixa contração, pode minimizar a penetração de fluidos no interior do sistema de canais, selando o espaço hermeticamente.

DUARTE et al. (2003) avaliaram a liberação de íons cálcio e o pH dos cimentos ProRoot MTA e MTA-Ângelus. Amostras dos materiais testados foram colocadas em tubos plásticos e imersas em água deionizada para a leitura do pH, por meio de pHmetro digital, nos períodos de 3, 24, 72 e 168 horas. Na seqüência, os corpos de prova foram imersos novamente em água deionizada. Este líquido foi analisado em espectrômetro de absorção atômica para verificar a quantidade de cálcio liberado. Os

resultados mostraram que a liberação de íons cálcio e o pH dos dois materiais foram inicialmente altos. Os valores encontrados para o pH do grupo do MTA-Ângelus (entre 9,30 e 9,52) foram ligeiramente superiores àqueles encontrados no ProRoot MTA (9,02 e 9,32), para todos os tempos estudados. Em todos os períodos analisados, a liberação de íons de cálcio pelo MTA-Ângelus (1,66; 1,38; 0,88 e 0,93) foi显著mente superior a do ProRoot MTA (1,23; 0,96; 0,83 e 0,92). Os autores observaram que os valores de pH e da liberação de íons de cálcio foram maiores durante as 3 primeiras semanas, depois tenderam a diminuir.

FRIDLAND; ROSADO (2003) estudaram, por meio de MEV, a composição química do cimento MTA, além da solubilidade, porosidade e pH desse material manipulado com diferentes proporções pó/líquido. Foram utilizados os volumes de 0,26; 0,28; 0,30 e 0,33 mL de água por grama de cimento. Durante análise química do cimento, o cálcio foi identificado como o principal componente. Os autores observaram que o volume de água utilizado na proporção pó/líquido era diretamente proporcional à solubilidade e porosidade, ou seja, quanto mais água na mistura maior a solubilidade e porosidade do material. O pH do cimento nas diferentes proporções pó/líquido variaram entre 11,94 e 11,99.

FUNTEAS et al. (2003) analisaram, por meio de espectrometria de emissão com fonte de plasma, a composição química dos cimentos Portland e MTA. Amostras de cada cimento foram submetidas à análise espectrométrica que revelou grande semelhança entre os materiais. De 15 elementos detectados (alumínio, arsênio, bário, bismuto, cálcio, cromo, cobre, ferro, magnésio, manganês, níquel, chumbo, titânio, vanádio e

zinc), 14 foram comuns à composição de ambos cimentos. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na quantificação desses elementos comuns. Apenas o óxido de bismuto encontrado no cimento MTA não estava presente na composição do cimento Portland. Os autores concluíram que os cimentos Portland têm sido empregados para diversas finalidades na construção civil, sem, no entanto, ser originalmente empregado como material retrobaturador. Pela similaridade na composição dos materiais, o cimento Portland pode ser constituir numa possibilidade de substituição dos cimentos à base de MTA.

SCHÄFER; ZANDBIGLARI (2003) compararam a solubilidade de oito cimentos obturadores em água e saliva artificial em diferentes valores de pH. Os materiais testados foram: AH 26; AH Plus; RSA RoekoSeal; Apexit; Sealapex; Aptal-Harz; Ketac Endo; Diaket. O teste de solubilidade foi realizado de acordo com ISO 6876 (2001), onde moldes de aço inoxidável foram utilizados para inserção dos materiais a serem testados. Após manipulação e inserção nos moldes, os materiais foram imersos em água destilada e saliva artificial com diferentes valores de pH (7,0, 5,7 e 4,5) por diferentes períodos (30 segundos; 1, 2, 5, 10, 20 minutos; 1, 2, 10, 24, 48, 72 horas; 14 e 28 dias). A maioria dos cimentos apresentou valores baixos, contudo, o Sealapex e o Ketac Endo mostraram perda em todos os líquidos. Na exposição de 28 dias na água, AH 26, AH Plus, RSA Roekoseal e Diaket mostraram perda de massa menor que 3 %. Em 14 dias, Sealapex mostrou perda de massa significante ( $p<0,05$ ) em relação aos demais cimentos. Aptal-Hartz e Ketac Endo foram significativamente mais solúveis em saliva (pH 4,5) do que em água ( $p<0,05$ ). Este estudo mostrou que o cimento AH Plus

apresentou a menor perda de massa em relação aos demais testados, ou seja, menor solubilidade (0,11 a 0,19 % após 28 dias) independente do meio testado.

CHNG et al. (2005) analisaram o pH, tempo de endurecimento, solubilidade, radiopacidade, alterações dimensionais e capacidade de selamento apical dos cimentos VERRM e MTA cinza e branco. O pH foi mensurado por meio da imersão do eletrodo de leitura a cada 2 minutos, até o tempo final de 60 minutos. Os tempos de endurecimento, inicial e final, foram medidos, por meio da agulha de Gillmore, de acordo com a *Standard Test Methods C266-03*, para cimentos hidráulicos. Os testes de solubilidade, radiopacidade e alteração dimensional seguiram as normas da ISO 6876/2001. Para verificação da capacidade de selamento apical foram confeccionadas retrocavidades, de 3 mm de profundidade, nas raízes de 22 dentes pré-molares humanos, para colocação dos materiais a serem testados. Os resultados mostraram que o pH dos cimentos subiu para 12,2 aproximadamente 10 minutos após a imersão em meio aquoso. Aos 60 min, o pH do MTA branco foi significante maior que os demais cimentos, não havendo diferença entre o MTA cinza e o VERMM. O tempo de endurecimento inicial apresentou diferenças significantes entre os cimentos. O VERRM apresentou menor tempo de endurecimento (40 min) que os demais cimentos, enquanto que o MTA cinza apresentou maiores valores (70 min). O tempo de endurecimento final do MTA cinza foi显著mente maior (175 min) que o do VERRM (140 min). A solubilidade do VERMM (2,14) foi significantemente maior que a do MTA cinza (1,28) e branco (0,97), medida em porcentagem. Quanto à radiopacidade foi notado que apesar do VERMM ser significantemente menos radiopaco (4,5 mmAl) que o

MTA cinza (6,5 mmAI) e branco (6,7 mmAI), apresentou valores dentro da exigência mínima da ISO 6876/ 2001. A estabilidade dimensional foi semelhante para os 3 materiais testados, não havendo diferenças estatísticas entre eles. O MTA branco e o VERMM mostraram maior penetração do corante em comparação ao MTA cinza. Os autores concluíram que esse novo cimento pode ser indicado, com segurança, para uso clínico.

CHONG; PITT FORD (2005) revisaram a literatura baseados em experimentos realizados *in vitro* e *in vivo*. Listaram os principais materiais como: o cimento de óxido de zinco e eugenol, MTA, ionômero de vidro, resinas compostas e o cimento Diaket. Salientaram que o cimento MTA possui tempo de endurecimento de 2 h e 45 min, pH em torno de 10,2 após 3 h do preparo, e por volta do vigésimo dia após sua espatulação, força de compressão de 60,3 MPa. Complementaram, dizendo que apesar do tempo de endurecimento prolongado do MTA, esse material apresentava bons resultados como selador apical em relação aos demais materiais utilizados para este fim.

DAMMASCHKE et al. (2005) compararam a composição química do ProRoot MTA branco e duas marcas comerciais de cimentos Portland. Os componentes principais dos cimentos, na forma de pó, foram analisados por espectrometria de energia dispersiva por raios-X. A forma da superfície dos cimentos e suas alterações após o endurecimento foram analisadas por meio de microscopia eletrônica. Os resultados mostraram que o MTA tem menos metais pesados (cobre, manganês, estrôncio), menos cromóforos ( $Fe^{+3}$ ), menos alumínio e a metade da quantidade de gesso que os cimentos Portland. Foi observada a presença de bismuto apenas nas amostras de MTA. A quantidade de

enxofre para ambos os cimentos foi três vezes maior na forma de massa, ou seja, após sua espatulação do que no material em forma de pó. As partículas que compõem os cimentos Portland mostraram-se de tamanhos maiores e irregulares, enquanto que o MTA apresentou partículas menores e uniformes. Os autores concluíram que apesar dos materiais estudados serem similares não devem ser considerados iguais, não indicando a substituição do MTA pelo cimento Portland.

DUARTE et al. (2005) estudaram a quantidade de arsênio liberada pelos cimentos Portland cinza e branco, MTA ProRoot e MTA-Ângelus. Os materiais foram manipulados e colocados em moldes de teflon, em seguida imersos em frascos com água. O pH da solução foi ajustado com 6 mol/L de ácido clorídrico, permanecendo em torno de 5,0, para que o arsênio liberado fosse em forma de arsênio III, ou seja, sal trivalente. A água foi analisada nos intervalos de 3 e 168 h com o auxílio de um espectrômetro de absorção atômica. Os autores verificaram que os níveis de liberação de arsênio foram similares para todos os cimentos, estando bem abaixo daqueles considerados prejudiciais. Concluíram que os cimentos analisados eram seguros para a prática clínica.

DUDA; LOSO (2005) por meio de revista de literatura demonstraram a viabilidade da utilização do MTA para os procedimentos realizados em Odontopediatria. Concluíram que o MTA é um material que apresentava características bastante favoráveis para o uso em odontologia, tais como biocompatibilidade, adaptação marginal, radiopacidade e indução de formação de tecido mineralizado. Entre as indicações do MTA, encontra-se o capeamento pulpar direto em dentes permanentes jovens e a pulpotaquia de dentes decíduos e permanentes jovens. Salientaram que o material apresentava grande

potencial para se tornar a primeira opção para os procedimentos descritos. Concluíram que o MTA possui composição, mecanismo de ação e propriedades bastante semelhantes ao cimento Portland, sendo que o mecanismo de ação de ambos são parecidos ao do hidróxido de cálcio, o que justifica algumas de suas propriedades.

FRIDLAND; ROSADO (2005) analisaram o pH e a solubilidade do cimento ProRoot MTA, em meio aquoso, nas proporções pó-líquido de 0,28 e 0,33. A solubilidade do cimento foi avaliada de acordo com a ISO 6876/ 1986, para cimentos obturadores de canais radiculares, e a especificação Nº 30 da ADA (1991), para cimentos a base de óxido de zinco e eugenol. A diferença do peso final em relação ao inicial das amostras foi considerada como sendo a solubilidade do material, medida em porcentagem. Os espécimes foram removidos diariamente, durante o período de 78 dias, para análise dos sais formados e novamente imersos em água. O pH da água que ficou em contato com as amostras foi medido. Os resultados mostraram que o MTA na proporção de 0,33 solubilizou 22,06% em relação ao peso inicial da massa do cimento e a 0,28 apresentou solubilização de 31,95%. Na proporção de 0,28, o pH foi de 11,88 na primeiras 24 h e permaneceu entre 11,57 e 11,60 ao longo do estudo. Com a proporção de 0,33, o pH foi de 11,95 em 24 h e manteve-se entre 11,65 e 11,72. Os autores concluíram que a proporção de 0,33 foi a mais indicada para o preparo do cimento de MTA, nas condições desse estudo. Além disso, o pH do MTA manteve-se alcalino por todo o período de teste em consequência do hidróxido de cálcio, principal substância formada pela hidratação do MTA.

SANTOS et al. (2005) avaliaram a liberação de íons cálcio, pH e condutividade elétrica do MTA-Ângelus e um cimento experimental. Após imersão em água, 5 amostras dos cimentos foram analisadas, por meio de espectrometria de absorção atômica, em períodos de 24, 48, 72, 96, 192, 240 e 360 horas, para verificação da liberação de íons cálcio. A mesma solução serviu para medida do pH, por meio de pHmetro digital, e da condutividade elétrica, por meio de condutivímetro. Os resultados mostraram um elevado aumento do pH do MTA (10,39) e do cimento experimental (10,59), nas primeiras 24 horas, permanecendo alto por todo o período do experimento. Não foram observadas diferenças significantes nas medidas do pH dos cimentos, em cada intervalo de tempo de análise. Até o período de 24 horas, o cimento experimental liberou mais íons cálcio (11,36 mg/dL) do que o MTA (7,32 mg/dL), aumentando a condutividade elétrica mais rapidamente. Depois desse período, ambos cimentos comportaram-se de maneira similar, quanto a liberação de íons cálcio e condutividade elétrica. Os autores concluíram que o cimento experimental, no que se refere ao aumento do pH da solução de estoque, comportou-se de maneira similar ao MTA Ângelus. Por outro lado, o cimento experimental mostrou maior liberação de íons cálcio e condutividade elétrica, estatisticamente diferente do MTA Ângelus, no período até 24 horas.

SARKAR et al. (2005) estudaram a interação do cimento ProRoot MTA com uma solução tampão fosfato, simulando o fluido tecidual, e as paredes dentinárias do canal radicular de dentes humanos extraídos. Na primeira parte do experimento, as amostras de cimento foram preparadas e então, imersas numa solução tampão fosfato (pH 7,2).

As amostras foram analisadas por meio de espectrometria de absorção atômica. Na segunda parte do experimento, os dentes foram preparados, obturados com MTA via ortógrada e estocados no fluido tecidual sintético a 37° C, durante 2 meses. Decorrido este tempo, os espécimes foram clivados e a interface dentina-material analisada, no terço apical, por meio de microscopia óptica, microscopia eletrônica e microscopia de difração. Os resultados mostraram que o MTA exposto ao fluido liberou constituintes metálicos, principalmente cálcio, fósforo, traços de bismuto, sílica e alumínio. Foram produzidos precipitados com a composição e estrutura similar a hidroxiapatita. Não foram observados espaços entre o material e as paredes dentinárias dos canais radiculares. Os autores concluíram que o MTA reage com o fosfato do fluido tecidual sintético, formando hidroxiapatita. O cimento parece aderir às paredes do canal radicular, por meio de reação entre a sua superfície de apatita e a dentina. Segundo os pesquisadores, a capacidade de selamento, biocompatibilidade e atividade dentinogênica do MTA são atribuídas a essas reações físico-químicas.

SIPERT et al. (2005) avaliaram a atividade antimicrobiana dos cimentos endodônticos Fill Canal, Sealapex, MTA, cimento de Portland e EndoREZ. Para tanto utilizaram o método de Müller-Hinton, onde a camada base foi feita utilizando-se ágar MH e cinco pontos eqüidistantes foram determinados. Os cimentos foram colocados nas paredes imediatamente após a manipulação. Os microorganismos *Enterococcus faecalis* ATCC 29212, *Escherichia coli* ATCC 25922, *Micrococcus luteus* ATCC 9341, *Staphylococcus aureus* ATCC 25923, *Staphylococcus epidermidis* ATCC 12228, *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 27853 and *Candida albicans* ATCC 10231 foram

semeadas nas placas e mantidas, devido à pré difusão, em sala com temperatura ambiente por 2 horas, para então serem incubadas a 37ºC por 24 horas. Amostra de 10mL de cloreto de trifeniltetrazólio a 0,05% foi acrescentada e as zonas de inibição foram mensuradas. Os cimentos Sealapex e Fill Canal demonstraram atividade antimicrobiana para todas as espécies de microrganismo. O MTA e Portland somente não inibiram *Escherichia coli*. Por outro lado, nas amostras contendo o cimento EndoREZ não foi detectada nenhuma atividade antimicrobiana. Os autores concluíram que os cimentos Fill Canal, Sealapex, MTA e Portland apresentaram atividade antimicrobiana.

DANESH et al. (2006) pesquisaram as propriedades físicas do cimento MTA ProRoot branco e de duas marcas de cimento Portland (CEM I e CEM II) em relação a solubilidade, microdureza e radiopacidade. Para o teste de solubilidade, 12 moldes de aço inoxidável, com 20 mm de diâmetro interno e 1,6 mm de altura, foram preenchidos com os materiais e imersos em água destilada pelos períodos de 1 e 10 min, 1, 24 e 72 h e 28 dias. Verificou-se que a solubilidade do MTA, após 28 dias, foi baixa (0,78%) em relação aos cimentos CEM I (31,38%) e CEM II (33,33%). Para o teste de microdureza, cinco amostras de cada cimento foram preparadas e avaliadas com carga de 100 g durante 30 segundos. O grau de dureza apresentado pelo cimento MTA foi estatisticamente maior que o dos demais cimentos. Quanto à radiopacidade, o MTA foi mais radiopaco que os dois cimentos Portland.

FELIPPE et al. (2006) avaliaram a influência do agregado trióxido mineral (MTA) em apicificação, reparo de dentes de cães com rizogênese incompleta e canais previamente contaminadas. Avaliaram também a necessidade de utilização da pasta de hidróxido de cálcio antes da utilização do MTA. Neste estudo vinte pré-molares, contendo dois condutos, de dois cães de 6 meses de idade foram utilizados. Após o acesso aos canais radiculares e completa remoção da polpa, os canais permaneceram expostos ao meio bucal por duas semanas. Os canais foram preparados utilizando limas tipo Hedström, sob irrigação com hipoclorito de sódio a 1% e respeitando o comprimento de trabalho sempre a 1 mm aquém do ápice. Após a secagem, os canais de dois pré-molares em cada cão foram deixados vazios (grupo controle). Os outros oito dentes de cada animal foram distribuídos em dois grupos experimentais. Os terços apicais dos canais do grupo 1 foram obturados com MTA. Nos dentes do grupo 2, os canais foram preenchidos com pasta de propilenoglicol e hidróxido de cálcio. Após uma semana, a pasta foi removida do terço apical e, posteriormente preenchidas com MTA. Todos os dentes foram restaurados com cimento de óxido de zinco (IRM) e amálgama. Os animais foram sacrificados cinco meses depois, Os dentes e tecidos adjacentes foram submetidos ao processamento histológico. Os cortes foram estudados para avaliar sete parâmetros: formação de barreira de tecido apical calcificado, o nível de formação da barreira, a reação inflamatória e reabsorção radicular, extrusão do MTA, e microorganismos. Os resultados dos grupos experimentais foram analisados por testes não paramétricos de Wilcoxon e pelo teste de proporções. O valor crítico de significância estatística foi de 5%. Diferenças significativas ( $p<0,05$ ) foram encontradas em relação à

posição da formação da barreira e extrusão do MTA. A barreira foi formada no interior do canal em 69,2% das raízes do grupo MTA. No grupo 2, foi formado para além dos limites das paredes do canal em 75% das raízes. Extrusão de MTA ocorreu principalmente nas raízes do grupo 2. Houve semelhança entre os grupos para os outros parâmetros. Com base na metodologia utilizada os autores concluíram que o agregado trióxido mineral usado após o preparo do canal radicular (instrumentação), tem favorecido a ocorrência de apicificação e cura periapical. O uso de hidróxido de cálcio não foi necessário para a apicificação ocorrer, mostrando-se fortemente relacionada com a extrusão do MTA e formação de barreiras além dos limites apicais.

ISLAM et al. (2006a) compararam os componentes majoritários presentes no cimentos ProRoot MTA cinza, ProRoot MTA branco, cimento Portland cinza e Portland branco por meio de difração de raios-X. A superfície do pó dos cimentos foi analisada por difração por raios-X em três pontos distintos. Os principais componentes identificados nos cimentos foram silicato de tricálcio, tricálcio aluminato, silicato de cálcio e tetracálcio aluminoferrite com a presença adicional de Bi2O3 nos cimentos ProRoot MTA cinza e branco. Os autores concluíram que nos cimentos estudados possuem composição química semelhantes. Sugeriram, ainda, que os dados obtidos do cimento Portland podem ser utilizados para modificações no cimento ProRoot MTA, com o intuito de melhorar suas características físicas e ampliar sua aplicação clínica.

ISLAM et al. (2006b) avaliaram a variação do pH, radiopacidade, tempo de presa, solubilidade, alteração dimensional e força de resistência dos cimentos Portland cinza e branco e ProRoot MTA cinza e branco. A análise da variação do pH foi realizada a cada 2

min, a partir da mistura dos cimentos, até o período de 1 h. Empregou-se uma agulha de Gillmore para a mensuração do tempo de presa e as medidas do teste de alteração dimensional foram realizadas, no início do experimento e 28 dias após. A radiopacidade, solubilidade e alterações dimensionais foram determinadas pela norma ISO 6876/ 2001. Em relação à força de resistência, as medidas foram observadas aos 3 e 28 dias, por meio de máquina Instron. Os resultados mostraram que todos os cimentos apresentaram pH altamente alcalino (entre 12,2 e 13,2) durante todo o período de análise. Os cimentos Portland apresentaram pH显著mente maior que os cimentos ProRoot MTA. A radiopacidade dos cimentos Portland foi muito menor (entre 0,93 e 0,95 mm Al) que apresentada pelos cimentos ProRoot MTA (entre 6,47 e 6,74 mm Al). O cimento Portland branco mostrou o menor tempo de endurecimento (135 min), enquanto os maiores valores foram encontrados com o ProRoot MTA cinza (175 min). A maior solubilidade foi verificada com o cimento ProRoot MTA branco (1,28%), não encontrando diferenças significantes entre os cimentos Portland. Os cimentos de MTA apresentaram menores alterações dimensionais (entre 0,28 e 0,30%) que os cimentos Portland (entre 0,45 e 0,47%). A força de resistência do MTA, medida em 28 dias, foi maior que a do cimento Portland. Os autores concluíram que devido à similaridade das propriedades físico-químicas entre os dois materiais e, em razão do seu baixo custo, é razoável considerar o cimento Portland como possível substituto do MTA, em tratamentos endodônticos.

MOHAMMADI et al. (2006) estudaram a ação antifúngica de cimentos MTA. Neste estudo foram utilizados os cimentos ProRoot MTA branco e cinza em culturas de

Cândida albicans. Os cimentos foram avaliados logo após a espatulação (fresco) e após 24 horas da sua manipulação. Cinquenta frascos foram distribuídos em quatro grupos, a saber: GI- preenchido com MTA branco fresco; GII com MTA cinza fresco; GIII- MTA branco após 24 horas da sua manipulação; e GIV com MTA cinza após 24 horas do seu preparo. Placas com Agar foram inoculadas com *Cândida albicans* para formar o grupo positivo e placas sem inoculação do fungo para o grupo negativo. Para cada frasco foi inserido 1 g de material e levado às placas contendo o fungo, onde permaneceram por 1, 24 e 72 h. Os resultados evidenciaram crescimento fúngico para todos os grupos, porém somente na primeira hora do experimento, não ocorrendo proliferação nos períodos subseqüentes. Os autores concluíram que os cimentos MTA avaliados inibiram de forma satisfatória a proliferação de *Cândida albicans*.

SONG et al. (2006) analisaram e compararam a composição química dos cimentos Portland, ProRoot MTA cinza e branco e do MTA Ângelus branco. O espectrômetro de energia dispersiva foi usado para determinar a composição química dos cimentos. O método de difração de raios-X foi usado para identificação e caracterização das fases cristalinas dos cimentos. Os resultados apresentaram semelhança entre os cimentos para ambos os estudos, exceto pela presença do óxido de ferro, exclusiva no MTA cinza. O MTA era composto, principalmente, por óxido de bismuto e óxido silicato de cálcio. O cimento Portland mostrou-se constituído, principalmente por óxido silicato de cálcio e por não apresentar na sua composição o óxido de bismuto. Entre as marcas de MTA, o MTA-Ângelus apresentou menor quantidade de óxido de bismuto em comparação ao ProRoot MTA. Não foram

encontradas diferença estatisticamente significante na composição química e estrutura cristalina dos materiais, em pó ou endurecido. Os autores concluíram que o cimento Portland diferiu do MTA pela ausência dos íons de bismuto e pela presença de íons de potássio. O MTA cinza continha quantidade significantemente maior de ferro quando em comparação com o MTA branco. Além disso, o MTA-Ângelus cinza apresentou quantidade menor de óxido de bismuto em relação ao ProRoot MTA.

VERSIANI et al. (2006) avaliaram a solubilidade, escoamento, espessura da película, alteração dimensional e tempo de endurecimento do cimento resinoso Epiphany em comparação com o cimento AH Plus. O experimento foi realizado de acordo com a ANSI/ADA, especificação n.º 57. Cinco amostras de cada material foram testadas para cada propriedade. Além disso, os líquidos de imersão dos corpos-de-prova após o teste de solubilidade foram avaliados quanto à liberação de íons  $\text{Fe}^{2+}$ ,  $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{Zn}^{2+}$ ,  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$  através de espectrômetro de absorção atômica. Em relação ao escoamento e espessura do filme formado, não houve diferença entre os cimentos analisados. Entretanto, a solubilidade apresentada pelo cimento Epiphany, assim como a alteração dimensional se mostraram maiores que aquelas observadas no cimento AH Plus. O cimento Epiphany apresentou alta liberação de íons cálcio. Diante desses resultados, concluíram que os testes de escoamento e espessura do filme estava de acordo com o recomendado pela ANSI/ADA. O teste de alteração dimensional para ambos os cimentos, apresentou valor maior do que o considerado aceitável pela ANSI/ADA. Além disso, em relação aos valores de solubilidade, o cimento Epiphany

apresentou um valor maior do que preconiza a ANSI/ADA e observou-se maior liberação de íons cálcio.

BERNABE et al. (2007) avaliaram a resposta histológica quando empregado o agregado trióxido mineral cinza (MTA) e óxido de zinco eugenol (OZE) como retrobturador, em canais radiculares não instrumentados e sem restauração no acesso coronario. Lesões periapicais foram induzidas em 24 dentes pré-molares em cães, com idade de 2 a 3 anos. Os dentes foram distribuídos em 4 grupos aleatoriamente ( $n=6$ ). GI - retrobuturação, preenchimento com MTA e acesso coronário fechado; GII- retrobuturação, preenchimento com OZE, com o acesso fechado; GIII- retrobuturação, preenchimento com MTA, acesso aberto e GIV- retrobuturação, preenchimento com OZE, acesso aberto. Após 180 dias os animais foram mortos e os blocos de tecidos removidos e processados para exame histológico. Analises foram realizadas sobre a gravidade da inflamação e formação de cimento. A análise estatística foi realizada utilizando ANOVA e teste de Tukey. Os autores concluíram que o MTA apresentou menor inflamação periapical e resposta tecidual quando usado como material retrobturador, mesmo quando nenhum selamento coronário tenha sido realizado.

BODRUMLU et al. (2007) avaliaram a radiopacidade do cimento endodôntico Epiphany, em relação a 3 outros obturadores de canal radicular, AH 26, Sealapex, e Ketac-Endo. Radiografias foram tomadas de amostras de 1 mm de espessura de cada cimento, juntamente com uma escala de alumínio e com três discos de dentina de 1 mm de espessura. A densidade radiográfica de cada espécime foi avaliada e correlacionada com a espessura equivalente à escala de alumínio. As condições de exposição foram

padronizadas em 70 kV, 8 mA, e de 0,35 s usando um aparelho de raio-x odontológico. A distância focal foi de 35 cm. Isso ocorreu, segundo os autores, porque os melhores resultados nas radiografias intraorais foram obtidos com a técnica de paralelismo de cone longo e uma distância foco-objeto de pelo menos 30 cm. Todos os filmes foram processados em máquina de revelação automática (Velopex, Extra-X, Medivance Instruments Limited, Londres, Inglaterra), onde a revelação e a secagem foram feitas em tempos iguais. Todos os cimentos se apresentaram mais radiopacos que três milímetros de alumínio (ISO 6876/2001): 11,27; 10,88; 10,35 e 9,78 mm alumínio para Sealapex, Ketac-Endo, Epiphany e AH 26, respectivamente. Os discos de dentina radicular analisados mostraram uma radiopacidade de dentina equivalente a 1,05 mm de alumínio.

CAMILLERI (2007) investigou o mecanismo de hidratação do cimento MTA, estudando a composição química do material por meio da MEV, da espectrometria de energia dispersiva por raios-X e pelo cálculo da quantidade de minerais presentes no clínquer. Os resultados mostraram que o MTA não-hidratado era composto de silicatos de tricálcio e dicálcio impuros e de óxido de bismuto. Na hidratação do cimento Portland branco, foi produzida uma estrutura densa composta de silicato de cálcio hidratado, hidróxido de cálcio, monosulfato e etringita, como produtos principais. Para o MTA, a hidratação produziu uma estrutura porosa, com baixos níveis de etringita e monosulfato. O cimento MTA mostrou baixa porcentagem de alumina sugerindo que o material não tenha sido preparado em forno rotatório. A hidratação afetou a produção de etringita e monosulfato, usualmente formados na hidratação do cimento Portland. A microestrutura

do cimento MTA hidratado mostrou-se mais fraca que aquela obtida com o cimento Portland.

CARVALHO-JÚNIOR et al. (2007) avaliaram se a redução do volume de material obturador do canal radicular, necessário para a confecção de corpos-de-prova para os testes de solubilidade, estava de acordo com as exigências da Especificação nº 57 da ANSI/ADA. Inicialmente, determinou-se a densidade dos corpos-de-prova para o teste de solubilidade utilizando-se o cimento Endofill. Após a determinação da densidade, moldes, de menores dimensões, foram confeccionados e divididos em seis grupos para cada um dos testes. Os moldes originais, padronizados pela Especificação nº 57 da ANSI/ADA, foram utilizados como grupo controle, enquanto que nos corpos-de-prova, foram utilizados os cimentos AH Plus e Endofill. Para o teste de solubilidade, os corpos-de-prova foram divididos em grupos e foram imersos em volumes de água destilada e deionizada diferenciados, de acordo com a massa do corpo de prova: GS1 (20 x 1,5 mm, imerso em 50 mL de água destilada, estabelecido pela ANSI/ADA; GS2 (14,14 x 1,5 mm, 25 mL); GS3 (10 x 1,5 mm, 12,5 mL); GS4 (8,94 x 1,5 mm, 10 mL); GS5 (7,75 x 1,5 mm, 7,5 mL); GS6 (6,32 x 1,5 mm, 5 mL; GS7 (4,47 x 1,5 mm, 2,5 mL). Dois corpos-de-prova, de cada grupo, foram pesados, em conjunto, antes de serem imersos em água destilada e deionizada e armazenados a 37 °C por sete dias. Após este período, foram secos e pesados novamente. A solubilidade foi calculada pela perda de massa do conjunto (%) e a água utilizada foi submetida à espectrometria de absorção atômica, para análise da presença de ions Zn<sup>2+</sup> e Ca<sup>2+</sup>. A análise estatística demonstrou que houve correlação entre a massa inicial e a diferença entre massas inicial e final para

os diferentes grupos. O cimento Endofill apresentou valor médio de solubilidade estatisticamente superior ao AH Plus (1,55 % e 0,06 %, respectivamente). A diminuição das dimensões dos corpos-de-prova no teste de solubilidade mostrou-se satisfatória. Apenas o GS7 para o cimento Endofill apresentou valores estatisticamente superiores aos demais, provavelmente pela dificuldade de remoção dos corpos-de-prova dos moldes, fato ocorrido também no GS6. Desta forma, sugere-se a utilização dos moldes GS5 (1,5 mm de espessura e 7,75 mm de diâmetro imersos em 7,5 mL de água), possibilitando redução de 80 % em volume de material necessário.

COOMARASWAMY et al. (2007) estudaram a influência do óxido de bismuto, na proporção de 0 a 10%, na resistência mecânica de cimento endodôntico à base de cimento Portland. Neste experimento os pesquisadores verificaram que a adição de 10% de óxido de bismuto, no peso total do pó do cimento, reduziu de 82 para 40 MPa a resistência à compressão. A resistência foi reduzindo gradualmente até 29 MPa a partir da adição de 40% do peso. A adição de óxido de bismuto também aumentou a porosidade do cimento após a presa, de 15 para 31%. Os autores observaram que havia uma correlação entre o aumento da porosidade, a densidade do material e a adição do óxido de bismuto ao cimento. Desta forma, chamam a atenção salientando que o óxido de bismuto altera drasticamente as propriedades do cimento tipo Portland.

DONNELLY et al. (2007) estudaram as características de absorção de água e solubilidade de três cimentos à base de resina de metacrilato: EndoREZ, Epiphany e InnoEndo em relação aos cimentos Kerr EWT, Ketac-Endo, GuttaFlow e AH Plus (ambos controle negativo). Dez discos de cada material foram desidratados por 24 horas e

pesados para obter a massa seca constante. Foram posicionados em água e pesados periodicamente, até a obtenção da absorção máxima de água. Os discos foram novamente desidratados e pesados para determinar a massa perdida (solubilidade). Os valores da absorção de água foram: Epiphany (8,0 %), Ketac-Endo (6,2 %), InnoEndo (3,4 %), EndoREZ (3,0 %), AH Plus (1,1 %), Gutta Flow (0,4 %) e por Kerr EWT (0,3 %). Em relação à solubilidade, valores significativamente maiores (3,5 a 4 %) foram obtidos para os três cimentos à base de resina de metacrilato e Kerr EWT (3,95 %), quando comparados as Ketac-Endo (1,6 %), AH Plus (0,16 %) e GuttaFlow (0,13 %). Como a especificação da ANSI/ADA requer valores de solubilidade menor que 3 % do material, apenas Ketac-Endo, AH Plus e GuttaFlow apresentaram resultados satisfatórios.

ELDENIZ et al. (2007) avaliaram, *in vitro*, o teor do pH e liberação de íons cálcio de 3 cimentos que contêm hidróxido de cálcio: Sealapex, Apexit e Acroseal. Os materiais foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes e colocados em tubos de 1 cm de comprimento e 4 milímetros de diâmetro ( $n=15$ ). Os tubos foram imersos em frasco de vidro contendo 10 mL de água bidestilada, foram selados e armazenados a 37°C, antes do endurecimento do material. O grupo controle consistia na imersão de tubos vazios em água bidestilada ( $n=12$ ). Em intervalos de tempo pré-determinado (24h, 96h, e 7, 15 e 28 dias) o pH da água bidestilada foi testado com medidor de pH e a liberação de íons cálcio foi analisada utilizando-se espectrofotometria. Os dados foram analisados estatisticamente utilizando ANOVA. Os autores concluíram que o cimento Sealapex produziu maior pH e liberou maiores quantidades de cálcio, significativamente

maior do que os outros dois cimentos, em todos os períodos. O cimento Apexit apresentou maior liberação de cálcio do que o cimento Acroseal no final de 15 dias, não havendo diferença significativa no pH entre Apexit e Acroseal.

FARIA Jr et al. (2007) analisaram a influência do acréscimo de 10% de cloreto de cálcio no tempo de endurecimento, solubilidade, desintegração e pH do MTA branco e cimento Portland branco com óxido de bismuto. O teste do tempo de endurecimento inicial seguiu a especificação Nº 57 da ADA e o final, a ASTM. Para os testes de solubilidade, desintegração e pH foram utilizados 6 anéis de teflon preenchidos com cada cimento, e mantidos por 24 e 72 horas e 7, 14 e 28 dias em água ultrapura. Após cada período, os cimentos foram desidratados em dissecador com sílica por 24 horas. Foi registrado o peso de cada cimento hidratado e desidratado. O pH foi medido por meio de pHmetro. O acréscimo do cloreto de cálcio diminuiu 50% o tempo de presa inicial dos cimentos, já o tempo de presa final do MTA diminuiu em 35,5% e o do cimento Porltand branco em 68,5%. O MTA mais cloreto de cálcio ganhou peso com o passar do tempo, exceto em 24 horas. O MTA hidratado e desidratado perdeu peso, mas com valores aceitáveis pela ADA. O cimento Portland branco perdeu peso com o passar do tempo, porém o acréscimo de cloreto de cálcio diminuiu sua solubilidade. Os cimentos Porltand branco e branco com cloreto de cálcio não são aceitáveis pela ADA. Não houve desintegração dos cimentos. O MTA acrescido de cloreto de cálcio apresentou valores de pH maiores que os de MTA até 72 horas. Já o pH do cimento Porltand branco com cloreto de cálcio foi maior que o do cimento Porltand branco nos períodos imediato e 24 horas após a imersão dos corpos-de-prova em meio aquoso. Os

autores concluíram que o acréscimo do cloreto de cálcio ao MTA e ao cimento Portland branco diminui os tempos de presa e a solubilidade dos cimentos. O pH manteve-se elevado.

NANDINI et al. (2007) analisaram a influência do cimento de ionômero de vidro na reação de endurecimento do ProRoot MTA branco, usado no reparo de região de furca, por meio de um espectroscópio de laser Raman. Esse procedimento não-invasivo permite escanear toda a superfície do cimento, identificando a interface do cimento e estudando a composição química dessa área. Quarenta moldes acrílicos, perfurados, foram preenchidos com MTA, permitindo um espaço para posterior colocação do ionômero de vidro. Nos espécimes do grupo I, o MTA foi coberto com ionômero de vidro, quarenta e cinco minutos depois. Procedimentos similares foram realizados nos grupos II e III, nos intervalos de tempo de 4 horas e 3 dias, respectivamente. Os espécimes do grupo IV, não receberam a camada de cimento de ionômero de vidro sobre o cimento MTA, sendo assim determinado, grupo controle. Cada amostra foi escaneada por diversos intervalos de tempo. A cada intervalo de tempo, a interface entre o MTA e o cimento de ionômero de vidro foi, também, escaneada, exceto no grupo IV. Os resultados obtidos revelaram que o ionômero de vidro, depositado por cima do MTA após quarenta e cinco minutos, não afetou a sua reação de endurecimento. Os autores observaram que embora sais de cálcio possam se formar na interface MTA/ ionômero de vidro, essa formação ficou restrita à interface.

POGGIO et al. (2007) avaliaram a solubilidade de três cimentos retroburadores, IRM, ProRoot e SuperSeal, e um cimento endodôntico ArgoSeal. Os testes foram

realizados de acordo internacionais 6876 da *American Dental Association*. Para tanto, seis espécimes, de cada material, foram preparados e imersos em água. A solubilidade dos materiais foi determinada após 24 horas e após dois meses. Os resultados demonstraram que o IRM, SuperSeal e ProRoot são virtualmente insolúvel, sendo uma propriedade física adequada para materiais retrobturadores.

TANOMARU-FILHO et al. (2007) avaliaram a radiopacidade dos cimentos obturadores: AH Plus, Intrafill, RoekoSeal, Endorez e Epiphany, através da digitalização de imagens, de acordo com a Organização Internacional de Estandardização 6875/2001, observaram que Epiphany e AH Plus foram os materiais mais radiopacos (9,8 e 8,8 milímetros de alumínio respectivamente), seguidos por EndoRez (7,2 mm Al). RoekoSeal e Intrafill apresentaram menor radiopacidade (5,7 e 6,1 mm Al, respectivamente). Os autores concluíram que os materiais avaliados demonstraram valores diferentes na radiopacidade, dentro dos recomendados pela Organização Internacional de Padronização 6875/2001.

ACCORINTE et al. (2008) avaliaram a resposta histomorfológica de polpas dentárias humanas, quando em contato direto com agregado trióxido mineral (MTA) e Ca (OH)<sub>2</sub>. Pré molares (n=40) de pacientes entre 15 e 30 anos, com indicação de extração por motivo ortodôntico, e que apresentavam resposta positiva aos testes térmicos foram utilizados. Após exposição da polpa, foram realizados curativos de cimento de hidróxido de cálcio ou de MTA e os dentes restaurados com resina composta. Após 30 e 60 dias, os dentes foram extraídos e processados para exame histológico. Os dados foram submetidos à análise estatística de Kruskal-Wallis e

Conover. Todos os grupos apresentaram bom desempenho em termos de formação da ponte de tecido duro e resposta inflamatória. No entanto, uma menor resposta a formação da ponte de dentina no grupo onde foi utilizado hidróxido de cálcio por 30 dias, quando comparado aos grupos MTA 30 e MTA 60 dias. Embora a reparação tecidual do hidróxido de cálcio tenha sido mais suave, ambos os materiais foram bem sucedidos para o capeamento pulpar em dentes humanos.

BODRUMLU (2008) apresentou uma revista de literatura sobre a biocompatibilidade dos materiais retrobturadores. Comentou que esses materiais são destinados ao preenchimento de espaços apicais e obtenção do selamento hermético entre o periodonto e canal radicular. Verificou que vários materiais eram sugeridos para o preenchimento da cavidade apical, incluindo: amálgama, guta-percha, cimento de óxido de zinco e eugenol, ionômero de vidro, Cavit, compostos de resina e agregado trióxido mineral. No entanto o Super-EBA e MTA eram os mais adequados e apresentavam os melhores resultados como seladores. Relatou ainda, que o MTA contém partículas hidrofílicas, as quais endurecem na presença de umidade sendo o hidróxido de cálcio o seu principal componente. Dessa forma, apresenta biocompatibilidade com os tecidos vivos, proporciona pH alcalino ao meio e auxilia na reparação óssea. O autor concluiu que o MTA era o melhor material de escolha para preenchimento de retrocavidades.

BODANEZI et al. (2008) analisaram a solubilidade dos cimentos Portland cinza acrescido de óxido de bismuto e MTA-Ângelus cinza, nos intervalos de tempos de 3, 24, 72, 168, 336 e 672 horas. Os testes seguiram a padronização da ISO 6876/ 2001, que

determina que um cimento não deve ter perda de peso superior a 3% da sua massa inicial. Os cimentos foram misturados na proporção de 1 g de cimento para 0,33 mL de água. A diferença entre a massa inicial e final foram determinadas e consideradas como solubilidade do cimento, medida em porcentagem, nos diversos intervalos de tempo. Os resultados mostraram que a solubilidade do cimento Portland (ganho de peso de 0,98%) foi显著mente menor que a do MTA (ganho de peso de 0,32%) no período de 3 horas. Depois de 24 h houve uma tendência estatisticamente significante maior de ganho de peso do MTA em relação ao cimento Portland. Esse comportamento foi também observado nos intervalos de 72 e 168 h. no período de 336 h, o cimento Portland perdeu mais peso (0,24%) do que o MTA (-0,08%). Essa tendência não foi observada no período de 672 h. Os autores concluíram que, em meio aquoso, o MTA-Angelus foi mais solúvel que o cimento Portland, excedendo o limite máximo de perda de massa considerado aceitável pelos padrões ISO 6876/ 2001.

BRAMANTE et al. (2008) avaliaram a presença de arsênico em diferentes tipos de MTA, branco e cinza (cimento Portland). Amostra de 5 mL de ácido hidroclorídrico foi adicionada a 2 g de cada MTA e cimento Portland para serem analisados. Após 15 minutos, o material foi filtrado e o volume sobrenadante foi diluído em 40 mL de solução reagente. A espectrometria de absorção atômica foi realizada em triplicata. Os valores médios (mg/Kg) obtidos para os cimentos, foram: 11,06 mg/Kg (CPM), 10,30 (CPM Sealer), 0,39 (MTA-Obtura), 10,30 mg/Kg (MTA experimental), 1,03 (MTA branco), 5,91 (MTA cinza), 5,25 (ProRoot-MTA), 34,27 (cimento Portland) e 0,52

(cimento Portland branco). Concluíram que em todos os cimentos avaliados há presença de arsênico. A forma e a toxicidade do arsênico não foram analisadas.

CAMILLERI (2008) avaliou o tempo de presa, a força de resistência, o pH e a absorção de água dos cimentos Portland branco, Portland branco sem gesso e Portland branco acrescido de óxido de bismuto (25%). O tempo de presa foi verificado de acordo com a EM 196-3. A força de resistência dos cimentos foi avaliada por meio da máquina universal de ensaios, Instron, nos períodos de 1, 7 e 28 dias. O pH dos cimentos foi medido imediatamente após a imersão dos corpos de prova na solução e subseqüentemente, nos intervalos de 1, 5 e 24 h, 7 e 28 dias. Para a absorção de água, a diferença da massa final em relação à inicial foi determinada nos intervalos de tempo de 1, 7 e 28 dias. Os resultados mostraram que cimento Portland sem gesso atingiu a presa em 8 min, enquanto que o Portland branco com óxido de bismuto em 12 min. Esses resultados foram estatisticamente diferentes ao cimento Porltand branco (468 min), que serviu de grupo controle. A força de resistência do cimento sem gesso foi estatisticamente semelhante ao cimento Portland branco, em todos os intervalos de tempo. A adição do óxido de bismuto fez com que ocorresse aumento do tempo de presa e diminuição da força de compressão. Todos os cimentos testados aumentaram o peso em média 12% quando em comparação ao peso inicial, após a imersão em água por 1 dia. Não houve diferença de peso em 28 dias de imersão. A absorção de água pelo cimento foi maior quando da adição do óxido de bismuto (18-19%), em relação ao cimento Portland original e sem gesso. Todos os cimentos mostraram pH alcalino, com medidas variando entre 10 e 11. Concluiu-se que o tempo de endurecimento do

cimento Portland pode ser reduzido mediante a exclusão do gesso durante última etapa do processo de fabricação, sem alterar suas propriedades. E ainda, a adição de óxido de bismuto reduziu a força de resistência e aumentou a absorção de água.

DING et al. (2008) avaliaram as propriedades físico-químicas e citológicas do agregado trióxido mineral (MTA) manipulado com água destilada ou com solução tampão ( $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) com concentrações de 5, 10 e 15%. O tempo de endurecimento e o pH do MTA foram avaliados. Para análise morfológica em MEV, foram preparados amostras do cimento manipuladas com água destilada e  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ . A superfície do MTA de ambos os grupos foram observadas após 30 min, 1 hora, 3 horas, 6 horas e 24 horas. Para análise da toxicidade, células de fibroblastos de ratos (L929) foram utilizadas e analisadas após o primeiro e sétimo dia de tratamento por ensaio calorimétrico mitocondrial. Realizou-se ainda, análise por difração de raios-X (XRD) da superfície do cimento. Os resultados foram comparados por meio da análise de variância (ANOVA). O teste estatístico *Student-Newman-Keul's* demonstrou haver diferença estatisticamente significante entre os grupos estudados. O MTA manipulado com 15%  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$  obteve o menor tempo de endurecimento em minutos ( $38,2 \pm 6$ ) ( $p < 0,05$ ). A análise por XRD identificou vários picos de C3S ( $3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ ), C2S ( $2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ ), e C3A ( $3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$ ). O pH inicial do MTA manipulado com água destilada e 15%  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$  foi aproximadamente pH 11. Após 1 hora o pH de ambos os grupos aumentou para pH 12,5 e 6 horas para pH 13,5. Após 30 e 60 minutos não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos estudados ( $p > 0,05$ ). A análise morfológica da superfície do MTA revelou a presença de cristais irregulares com tamanho e formas

diferentes. A superfície do MTA manipulado com água destilada apresentou-se mais rugosa que o grupo com 15% Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>, após 30 min, 1, 3 e 6 horas. No entanto, ambos os grupos apresentaram superfície menos rugosa após 24 horas do tempo de endurecimento. Em relação à toxicidade, as células L929 cresceram sobre a superfície do MTA em ambos os grupos. Concluíram que a solução tampão Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> pode ser utilizada como um acelerador do MTA, já que reduz o tempo de endurecimento. E ainda, tanto a água destilada como o Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> são biocompatíveis com as células L929.

KOMABAYASHI; SPANGBERG (2008) estudaram a distribuição do tamanho das partículas que compõe os cimentos Portland, ProRoot MTA cinza e branco, e MTA-Ângelus cinza e branco. Os cimentos foram analisados por meio de sistema de imagem para fluxo de partículas, tecnologia usada na indústria cerâmica e farmacêutica. A análise de imagens permitiu informações estatisticamente válidas a respeito do tamanho e a forma de emulsões e suspensões com partículas nos tamanhos médios entre 1,5-160 µm, quantificando e expressando parâmetros morfológicos do material. Os resultados mostraram que o ProRoot MTA teve distribuição de tamanho de partículas similar ao cimento Portland. O ProRoot MTA teve menor quantidade de partículas de tamanho grande quando em comparação ao MTA Ângelus. O MTA Ângelus mostrou maior número de pequenas partículas que o ProRoot MTA. O cimento ProRoot MTA branco evidenciou pequenas partículas com estreita diferença de tamanho entre si, comparado ao ProRoot MTA cinza. As partículas do MTA Ângelus apresentaram forma circular irregular e variação de tamanho das grandes partículas e assim, menos homogêneo que o ProRoot MTA.

NAMAZIKHAH et al. (2008) avaliaram a influência da variação do pH na microdureza superficial e microestrutura interna do cimento ProRoot MTA branco. O cimento foi aglutinado com água destilada e inserido em tubos cilíndricos de policarbonato. Quarenta espécimes foram distribuídos igualmente em 4 grupos e expostos a pH de 4,4, 5,4, 6,4 e 7,4, respectivamente, por 4 dias. A microdureza superficial foi medida por meio de aparelho de dureza Vickers, após a exposição ao meio. Quatro grupos com 2 espécimes cada foram preparados da mesma maneira e submetidos à avaliação qualitativa por meio da microscopia eletrônica de varredura, para verificação da microestrutura interna. Os resultados mostraram que os maiores valores de dureza superficial foram encontrados com o pH de 7,4 ( $53,19 \pm 4,124$  N/mm<sup>2</sup>). Os valores foram decrescendo, sendo observados os menores escores com o pH de 4,4 ( $14,34 \pm 6,477$  N/mm<sup>2</sup>). As diferenças entre os grupos foram estatisticamente significantes. Não foram observadas diferenças morfológicas entre os grupos, no que se refere à microestrutura interna. Entretanto, constatou-se uma tendência de que quanto mais ácida fosse a solução, maior a porosidade dos espécimes. Os autores concluíram que a dureza superficial do MTA foi prejudicada em meio ácido.

NUNES et al. (2008) avaliaram a adesividade do cimento Epiphany à dentina radicular previamente tratada com hipoclorito de sódio 1 % e com EDTA 17 %, em comparação ao cimento AH Plus, pelo método do *push out*. Raízes de 60 caninos superiores humanos foram seccionadas transversalmente na junção amelocementária e a 8 mm da mesma, criando cilindros de raiz que, após inclusão em resina acrílica autopolimerizável, tiveram seus canais radiculares preparados com auxílio de uma ponta

troncônica. Os corpos de prova foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos de acordo com a solução utilizada: I - água destilada, II - hipoclorito de sódio 1 %; III - EDTA 17%. Após o tratamento da dentina, cada grupo foi dividido em dois subgrupos de acordo com o cimento obturador a ser testado: Epiphany e AH Plus. Os corpos de prova foram submetidos ao teste do *push out* em máquina de ensaios, com velocidade constante de 1 mm/minuto. A análise estatística dos resultados evidenciou diferença estatisticamente significante ao nível de 5 %. Os autores concluíram que o cimento AH Plus apresentou valores de adesividade superiores aos obtidos pelo cimento Epiphany, independente do tratamento utilizado, e que a aplicação do EDTA 17 % propiciou aumento da adesividade dos dois cimentos obturadores estudados.

TINGEY et al. (2008) avaliaram o ProRoot MTA cinza e branco, na presença de soro bovino por meio de espectrometria de energia dispersiva, fluorescência de raios-X e MEV. Os cimentos foram aglutinados com água destilada e colocados em recipientes, com profundidade de 3 mm, que foram imersos em água esterilizada ou soro fetal bovino, por 24 horas. Os resultados obtidos não mostraram diferenças entre o MTA cinza e branco, quando tomados presa na mesma solução. Entretanto o MTA no soro bovino e na água apresentou diferenças morfológicas e distribuição química diferentes. Após presa em soro bovino, a superfície do MTA mostrou distribuição química homogênea e aparência globular lisa. A superfície do MTA compresa em água foi bifásica, contendo grandes estruturas hexagonais cristalinas compostas de cálcio, imersos em cristais globulares irregulares.

CAMILLERI (2009) determinou a quantidade ideal de polímero necessário para determinar o escoamento e espessura de filme do MTA de acordo com a ISO 6876. A fórmula resultante foi avaliada por meio do teste de radiopacidade, a característica de hidratação foi analisada em MEV e a quantidade atômica foi comparada com os cimentos à base de silicato de cálcio. O MTA foi manipulado com água na relação pó/liquido de 4 e 3,33 e foram adicionados de 2 a 20 µL de polímero solúvel em água. Os resultados demonstraram ser necessária adição de grande quantidade de polímeros para se conseguir o escoamento e a espessura de filme de acordo com a norma ISO 6876. Os autores concluíram que a adição de polímeros solúveis em água não alterou a hidratação do material e resultou em material com propriedades satisfatórias para uso endodôntico.

GUERREIRO-TANOMARU et al. (2009) avaliaram a radiopacidade de cimentos endodônticos que contêm hidróxido de cálcio e MTA (Acroseal, Sealer 26, Sealapex, Endo CPM, Epiphany e Intrafill). Cinco discos (10 x 1mm) de cada material foram preparados de acordo com a norma ISO 6876/2001. Após o tempo de endurecimento, foram radiografados utilizando-se filmes oclusais com escala graduada de alumínio com espessura de 2 a 16 mm. O aparelho de raios-X (GE 1000) foi calibrado com 50 kVp, 10 mA, 18 pulsos/s a uma distância focal de 33,5 cm. As radiografias foram digitalizadas e comparadas as radiopacidades com a escala de alumínio por meio do software VIXWIN-2000. Os dados (mm Al) foram analisados estatisticamente por ANOVA e teste de Tukey, com nível de significância 5%. Os cimentos Epiphany e Intrafill obtiveram os maiores valores de radiopacidade (8,3 mm Al e 7,5 mm Al, respectivamente,  $p<0,05$ )

seguido pelo Sealer 26 (6,3 mm Al), Sealapex (6,1 mm Al) e Endo CPM (6,0 mm Al). O Acroseal obteve o menor valor de radiopacidade (4,0 mm Al,  $p<0,05$ ). Os autores concluíram que os cimentos que contem hidróxido de cálcio e MTA possuem radiopacificadores diferentes. No entanto, todos os materiais apresentaram valores de radiopacidade acima do mínimo recomendado pela norma ISO 6876/2001.

RESENDE et al. (2009), avaliaram, *in vitro*, tempo de endurecimento (TE), escoamento (Esc), solubilidade (SI) e radiopacidade (Rp) dos cimentos AH Plus (AH), Epiphany (Ep), Epiphany associado ao solvente resinoso (Ep+sol) e Epiphany SE (Ep SE). Para os testes de TE, SI e Rp, os cimentos Epiphany foram fotoativados por 20 s após manipulação e preenchimento dos moldes. Para determinar o TE, moldes de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura foram preenchidos com cimento. Decorridos 150 s, os cimentos foram testados com agulha tipo Gillmore (100 g), a cada 60 s, até que não houvesse marcas na superfície. No teste de Esc, 0,5 ml de cimento foi dispensado em placa de vidro e, após 180 s, outra placa de vidro e carga adicional foram acrescidas perfazendo 120 g sobre o cimento. Após 10 min, foram medidos o maior e menor diâmetro do disco formado. Para teste de SI, 10 corpos-de-prova de cada grupo, com 1,5 mm de espessura e 7,75 mm de diâmetro foram obtidos. Após serem pesados, dois a dois, foram imersos em 7,5 ml de água destilada por 7 dias e pesados novamente, determinando-se a perda percentual da massa. Os líquidos de imersão foram submetidos à espectrometria para detecção dos íons de  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Zn}^{2+}$ ,  $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$ . Para a Rp, 5 placas de acrílico com 4 perfurações (5 mm de diâmetro X 1 mm de espessura) foram preenchidas com cimento e, ao lado de uma escada de alumínio padronizada,

foram radiografadas com distância foco-objeto de 30 cm e exposição de 0,2 s. A densidade radiográfica foi determinada por meio do Digora *for Windows* 1.51. Os resultados mostraram que os cimentos testados estavam de acordo com a Especificação nº 57 da ANSI/ADA para os testes de TE, Esc e Rp. Em relação à da SI, o cimento Ep (3,24%) não atendeu os padrões exigidos pela ANSI/ADA, no entanto, o teste de Tukey evidenciou semelhança estatisticamente significante com o Ep+Sol (1,81%) ( $p>0,05$ ). A espectrometria de absorção atômica mostrou que os cimentos Ep e Ep+sol apresentaram liberação significativa de íons  $\text{Ca}^{2+}$ . Concluiu-se que os cimentos de metacrilato atenderam às exigências da ANSI/ADA em relação ao tempo de endurecimento, escoamento e radiopacidade, no entanto, os cimentos Epiphany preparado com solvente resinoso e Epiphany SE apresentaram menores valores de solubilidade que o Epiphany. Os cimentos Epiphany e Epiphany preparado com solvente resinoso apresentaram liberação significativa de íons  $\text{Ca}^{2+}$ .

SHIE et al. (2009) investigaram o efeito de duas soluções com pH diferentes e de um acelerador, a base de solução de  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$  a 15 %, nas propriedades do MTA branco. Este estudo indicou que o pH 4,0 tem efeito deletério na morfologia do MTA manipulado com água, enquanto que misturado com o  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$  ocorreu tornou-se não deletério. Quando imerso em solução de pH 4, por 7 dias, o MTA branco, misturado com água ou com  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ , obteve uma força de resistência diametral de 7,9 e 9,0 MPa, respectivamente, a qual foi显著mente menor que os valores obtidos com o pH 6,4 (11,2 e 12,0 MPa) e maior do que grupo do dia inicial (4,4 e 4,8 MPa). Os autores

concluíram que a manipulação com o acelerador não teve efeito significativo na microestrutura, na solubilidade ou na força quando é acrescido de ácido.

ZHANG et al. (2009a) avaliaram a atividade antimicrobiana, *in vitro*, a *Enterococcus faecalis* de sete cimentos endodônticos, AH Plus, Apexit Plus, iRoot SP, Tubli Seal, Sealapex, Epiphany SE e EndoREZ. Para isso, foi utilizado o teste de contato modificado. Os materiais foram expostos às bactérias em suspensão por 2 a 60 min e avaliados imediatamente após a manipulação, após 1, 3 e 7 dias e os valores do pH também foram mensurados nesses períodos. O cimento iRoot SP eliminou todas as bactérias em 2 min, o AH Plus em 5 min, o EndoREZ em 20 min e o Sealapex e Epiphany em 60 min. Os cimentos Apexit Plus e Tubli Seal, mesmo após 60 minutos de suas manipulações, não eliminaram as bactérias. No primeiro e terceiro dia, os cimentos iRoot SP e EndoREZ apresentaram alta atividade antimicrobiana, seguido por Sealapex e Epiphany; Tubli Seal e AH Plus não apresentaram nenhuma atividade antimicrobiana significante. De todos os cimentos, o Apexit Plus obteve a menor atividade antimicrobiana. Os autores concluíram que o pH dos cimentos sozinho não pode explicar seu efeito antimicrobiana, e ainda, os cimentos (iRoot SP, AH Plus e EndoREZ) recém manipulados eliminou o *Enterococcus faecalis* eficientemente. Além disso, o iRoot SP e EndoREZ continuaram a fazer efeito durante 3 a 7 dias após as suas manipulações. E, o Sealapex e o EndoREZ foram os únicos a manter atividade antimicrobiana mesmo após 7 dias de suas manipulações.

ZHANG et al. (2009b) avaliaram a capacidade de selamento do cimento iRoot SP pelo método filtração de fluídos. Sessenta dentes anteriores humanos uniradiculares,

foram seccionados, obtendo-se um remanescente radicular com 12mm, e estocados em água deionizada. Os canais foram instrumentados com limas ProTaper até a F3. Todos os canais foram irrigados com solução de hipoclorito de sódio a 5,25% entre cada troca de instrumentos. A camada de *smear* foi removida irrigando-se os canais com 10 mL de EDTA 17% por 60 s. Os dentes foram divididos em 3 grupos (n=20) e 8 dentes foram reservados para os grupos controle positivo e negativo. Grupo I, Condensação por onda contínua/iRoot SP, inserindo a ponta a 4mm aquém a uma temperatura de 200º C por 3 a 4 segundos. O cimento foi levado com o cone e a ponta após o resfriamento foi removida após ser acionada por 1 segundo. O canal foi, então, preenchido pelo sistema de injeção E&Q até o preenchimento completo. Grupo B- Cone único com cimento iRoot SP. O cimento iRoot SP foi injetado para preencher o terço apical das raízes para, então, ser inserido o cone pré selecionado. Grupo C – Onda contínua e cimento AH Plus. Os resultados do controle negativo foram mensurados pelo modelo de infiltração de fluidos, foi uniformemente igual a zero e a infiltração do grupo positivo foi extremamente elevada. A análise estatística (ANOVA) não mostrou haver diferença estatisticamente significante entre os grupos ( $p>0,05$ ). O grupo B obteve a maior infiltração nos períodos de tempo, porém não significante. O cimento AH Plus obteve ligeira adaptação entre o cimento e a guta percha enquanto que o iRoot obteve boa adaptação. Concluíram que o iRoot SP foi semelhante ao AH Plus na capacidade seladora, embora tenha sido utilizados como pasta de aplicadora e cone único.

BADR (2010) avaliou a adaptação marginal em retroreparos e a citotoxicidade do cimento ósseo polymetilmethacrylato (PMMA) e do cimento MTA. Dentes humanos

uniradiculares ( $n=30$ ), instrumentados e obturados com AH 26 e guta percha, foram submetidos à apicectomia. Cavidades retrógradas foram preparadas e preenchidas com 3 materiais: cimento ósseo polymetilmethacrylato (PMMA), MTA e amálgama. Foram realizadas moldagens do terço apical com polysiloxane e confecção de modelos em resina epóxica. As raízes foram seccionadas, e as réplicas e a secções foram preparadas para avaliação dos *gaps* na interface dentina/material. Para o teste de citotoxicidade foram utilizados fibroblastos do ligamento periodontal humano. Os resultados revelaram que tanto o PMMA quanto o MTA apresentaram melhor adaptação às paredes dentinárias que o amálgama. Concluiu-se que o PMMA pode ser considerado um promissor cimento obturador para o terço apical em cirurgias paraendodônticas.

BERNARDES et al. (2010) avaliaram o escoamento de 3 cimentos endodônticos: Sealer 26, AH Plus e MTA Obtura, de acordo com a metodologia proposta pela American Dental Association, especificação n. 57. Os cimentos foram colocados entre duas placas de vidro e sobre o conjunto placas/cimento foi colocado um peso de 120g. Os diâmetros formados pelos discos de cimento foram mensurados por meio de parquímetro digital. O teste foi repetido por 5 vezes. Os resultados foram expressos pela média aritmética, e a análise estatística foi realizada por meio do teste de Tukey. O AH Plus demonstrou os maiores valores quando comparado com o Sealer 26 e MTA Obtura. Tanto o Sealer 26 e MTA Obtura foram estatisticamente semelhantes entre si. Os autores concluíram que todos os cimentos tiveram valores médios de escoamento superior aos determinados pela ANSI/ADA.

ERSAHAN; AYDIN (2010) avaliaram a resistência de união a dentina do cimento iRoot SP, que contém silicato de cálcio, em comparação com diferentes cimentos, por meio do teste de *push out*. Foram utilizados sessenta caninos superiores humanos. Os dentes foram seccionados transversalmente na junção amelocementária para obtenção 120 discos de dentina de 4 mm de espessura que foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos ( $n = 30$ ). Cada grupo foi obturado com um cimento, GI - iRoot SP; GII - AH Plus GIII - Sealapex e GIV - EndoREZ. A análise estatística foi realizada utilizando-se ANOVA e teste de Tukey com nível de significância de 0,05%. Os resultados mostraram que os cimentos iRoot SP e AH Plus apresentaram maior força de união do que os cimentos Sealapex e EndoREZ). Os autores concluíram que no teste de adesividade o iRoot SP e AH Plus apresentaram um comportamento semelhante entre eles e melhor quando comparados ao EndoREZ e Sealapex.

MARIN-BAUZA et al. (2010) avaliaram, *in vitro*, o tempo de endurecimento (TE), escoamento (ES), radiopacidade (RP), estabilidade dimensional (ED), solubilidade (SB) dos cimentos AH Plus, Epiphany SE, Hybrid Root Seal, Polifil, Apexit Plus, Sealapex, Endométhasone e Endofill, seguindo a Especificação 57 da ANSI/ADA. Para determinar o TE, anéis de aço inoxidável foram preenchidos com os cimentos e testados com agulha Gillmore. Para o ES, o cimento foi colocado em placa de vidro e, após 180s, colocou-se um peso de 120g sobre este. Após 10 min, os diâmetros dos cimentos foram aferidos. No teste RP, moldes de teflon circulares foram preenchidos com os cimentos, radiografados e a densidade radiográfica determinada por meio do *software* Digora. Para o teste ED, moldes cilíndricos foram preenchidos com os cimentos, cobertos por

lâmina de vidro e armazenados à 37°C. As amostras foram medidas, armazenadas em água por 30 dias para, então, serem secas e novamente medidas. Para o teste SB, moldes circulares, com fio de nylon em seu interior, foram preenchidos com os cimentos, presos às placas de vidro e armazenados à 37 °C. As amostras foram pesadas, colocadas em água destilada e deionizada e, após 7 dias, secas e pesadas novamente. Os líquidos foram analisados em espectrômetro. Quanto ao TE, o AH Plus, Epiphany SE, Hybrid Root Seal, Apexit Plus e Endofill estão de acordo com a ANSI/ADA. O fabricante do Endométhasone não menciona seu TE, o Polifil é um cimento experimental e o Sealapex não endureceu o suficiente para a realização do teste. Considerando-se o ES, RP e SB, os cimentos testados estão de acordo com a ANSI/ADA. Em relação à ED, todos os cimentos apresentaram-se em desacordo com a ANSI/ADA. Verificou-se, também, que ocorreu maior liberação de K<sup>+</sup> no Endométhasone e Hybrid Root Seal, Na<sup>+</sup> no Apexit Plus, AH Plus e Endométhasone, Zn<sup>2+</sup> no Epiphany SE, Endofill, Endométhasone e Polifil.

PARIROKH; TORABINEJAD (2010) em revisão da literatura sobre o MTA enfatizaram que o material retroobturador deve selar as vias de comunicação entre os sistemas de canais radiculares e os tecidos circundantes, bem como também deve ser atóxico, anticariogênico, biocompatível, insolúvel em meio aos líquidos dos tecidos, e dimensionalmente estável. Inicialmente MTA foi desenvolvido e recomendado a fim de suprir falhas existentes nos cimentos obturadores endodônticos. Atualmente o MTA também tem sido recomendado para capeamento pulpar, pulpotaquia, barreira apical em dentes com ápices abertos, reparação de perfurações radiculares e obturação do canal

radicular. Desde a introdução do MTA em 1993, numerosos estudos têm sido publicados sobre os diferentes aspectos deste material. Este estudo mostrou que o MTA é composto de cálcio, sílica e bismuto tendo um longo tempo de endurecimento, pH elevado e baixa resistência à compressão. Possui propriedades antibacterianas e antifúngicas, dependendo da relação pó-líquido.

SCARPARO et al. (2010) avaliaram a biocompatibilidade de cimentos utilizados na endodontia comparados ao MTA, em tecido subcutâneo de ratos nos períodos de 7, 30 e 60 dias. Foram utilizados 18 animais (*Rattus norvegicus albino Wistar*), que foram em 4 grupos: GI- Endo CPM Sealer, GII- MTA cinza, GIII- AH Plus e GIV- controle (tubo de polietileno vazio). Após a tricotomia e desinfecção com álcool iodado foram realizadas quatro lojas cirúrgicas no dorso do animal. Os tubos de polietileno foram preenchidos com os cimentos e inseridos, cada um, nas lojas cirúrgicas. As comparações entre grupos e períodos foram realizadas por meio dos testes estatísticos Friedman e Kruskall-Wallis. Foram observadas reações de linfócitos e plasmócitos, mais intensamente, no grupo III (AH Plus) após 30 dias ( $p<0,05$ ). Os cimentos MTA e Endo CPM Sealer apresentaram comportamento semelhante ao do grupo controlenos três períodos avaliados. Os autores concluíram que o Endo CPM Sealer apresentou biocompatibilidade aos tecidos subcutâneos de ratos, revelando reação inflamatória equivalente ao do cimento MTA.

ZHANG; PENG (2010a) avaliaram os efeitos do cimento endodôntico iRoot SP, na resposta dos genes humanos MG63, relacionados com a mineralização promovida pelos osteoblastos. Amostras de 5 mm de diâmetro e 2 mm de altura ( $n=6$ ) dos cimentos

iRoot SP e AH Plus foram mantidas em solução de Dulbecco's por 24 horas à 37 °C. Após este período, as soluções foram filtradas e distribuídas em 3 concentrações (01/01, 01/02 e 01/04). As células MG63 foram expostas a várias diluições (01/01, 01/02 e 01/04) dos extratos. Os dados foram submetidos a análise estatística por meio do teste de Tukey. Os autores concluíram que na presença do cimento iRoot SP, células MG63 tiveram maior indução de mineralização. Com base nesses resultados o cimento iRoot SP pode ser considerado um material favorável para a interação material e células.

ZHANG; PENG (2010b) analisaram a biocompatibilidade dos cimentos iRoot SP, AH Plus e ProRoot (MTA) utilizando-se células de ratos (fibroblastos L929). As amostras de iRoot SP, AH Plus e agregado trióxido mineral ProRoot (MTA) foram preparados para o contato direto com o teste de difusão em filtro Millipore. Fibroblastos de rato (L929) foram usados como alvos de toxicidade. No teste de difusão do filtro o cimento iRoot SP foi levemente citotóxico quando testado como uma mistura fluida e não citotóxico em uma condição do teste após 24 h. AH Plus foi classificada como moderadamente citotóxico, quando testado como uma mistura fluida e levemente citotóxica após 24 h.). O MTA foi considerado atóxico em ambos estados (fluido ou endurecido). Com Base na metodologia utilizada os autores concluíram que o cimento AH Plus foi significativamente mais tóxicos para as células L-929 comparado com os cimentos ProRoot MTA e iRoot SP. O cimento iRoot SP apresentou toxicidade intermediária.

CAMILLERI; MALLIA (2011) avaliaram o tempo de presa, estabilidade dimensional, absorção de fluido, microestrutura e porosidade de cimento à base de MTA. Os autores utilizaram o MTA branco (Dentsply, EUA) e PCS (Kerr-Hawe, Suíça) em

diferentes proporções pó/líquido. O tempo de presa foi determinado de acordo com a ISO 6876 (2002). A alteração dimensional foi medida no período de 7 dias a partir da presa utilizando a ponta de um transdutor linear (LVDT, Alemanha). A absorção de fluidos foi avaliada por meio de solução salina de Hank e a porosidade por meio de microscopia óptica. Os autores verificaram que a adição de um polímero solúvel em água reduziu o tempo de presa do cimento. O PCS foi estatisticamente diferente do MTA ( $p<0,05$ ), apresentando menor tempo de presa. A estabilidade dimensional dos materiais não sofreu alteração ( $p>0,05$ ). O PCS exibiu menor grau de concentração que o MTA, independente da proporção do cimento. Aumento da massa foi verificado para o MTA, quando imerso na solução de Hank. A análise em microscopia revelou maior porosidade na superfície do MTA quando comparado ao PCS. Os autores concluíram que o novo cimento à base de MTA (com maior incorporação de pó à mistura) é dimensionalmente estável e apresenta propriedades similares ao MTA convencional, possuindo potencial para uso clínico.

FLORES et al. (2011) avaliaram as propriedades físico químicas e a morfologia dos cimentos AH Plus, GuttaFlow, RoekoSeal e Activ GP. Cinco amostras de cada cimento foram avaliadas em relação ao tempo de endurecimento, alteração dimensional, solubilidade e radiopacidade, de acordo com a especificação nº 57 da ANSI/ADA. Para o teste da solubilidade, 50 mL de água destilada e deionizada foram utilizados e os íons metálicos foram mensurados por espectrometria de absorção atômica. A morfologia da superfície externa e interna dos cimentos foram examinadas em MEV. Os resultados mostraram que os cimentos GuttaFlow e RoekoSeal estavam de acordo com a

Especificação n° 57 da ANSI/ADA para os testes de tempo de endurecimento e radiopacidade. Em relação a alteração dimensional, somente o Guttaflow estava de acordo com esta Especificação. Em relação à solubilidade, somente o cimento Activ GP (11,80%) não atendeu os padrões exigidos pela ANSI/ADA. A espectrometria de absorção atômica mostrou que o cimento Activ GP apresentou liberação expressiva de ions Ca<sup>2+</sup>. A liberação de ions Zn<sup>2+</sup> foi evidenciada no cimento Activ GPI. Concluiu-se que somente cimento Guttaflow atendeu às exigências da ANSI/ADA em relação à radiopacidade, estabilidade dimensional e solubilidade.



## ***Proposição***

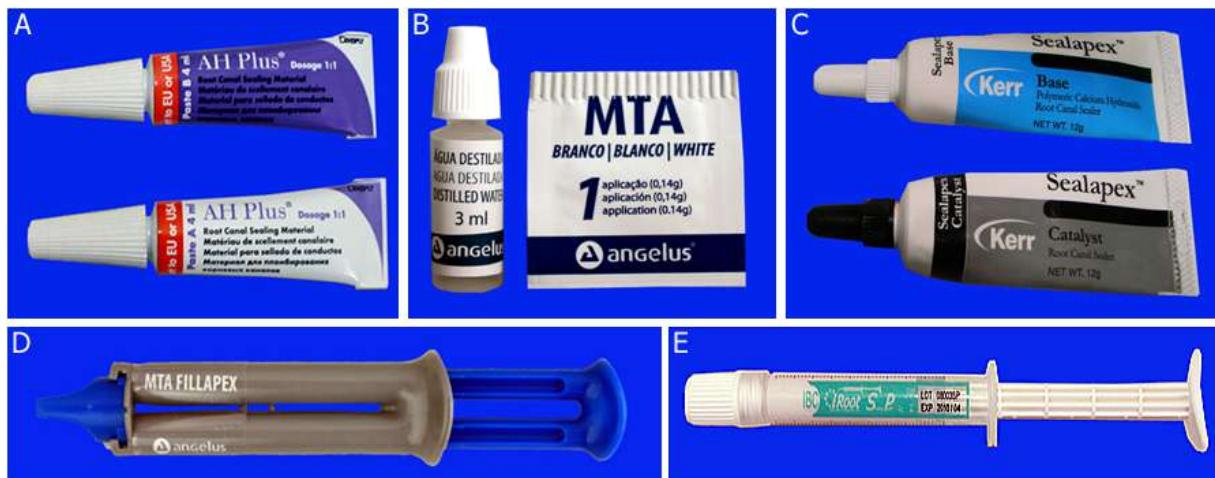
O objetivo no presente estudo foi avaliar a solubilidade dos cimentos obturadores iRoot SP e MTA Fillapex, que contêm silicato de cálcio, comparados aos cimentos AH Plus, Sealapex e MTA, segundo a Especificação nº 57 da ANSI/ADA. De forma complementar, buscou-se analisar, por meio de espectrometria de absorção atômica, os íons liberados nos líquidos de imersão do teste de solubilidade, e, por meio de EDS-X e MEV, as superfícies externa e interna dos cimentos antes e após o teste de solubilidade.



## ***Material e Métodos***

Para a realização deste estudo foram utilizados os cimentos endodônticos AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha), à base de resina epóxica; iRoot SP (Innovative BioCreamix Inc., Vancouver, Canadá) e MTA Fillapex (Angelus Ind. Prod. Odontológicos, Londrina, Brasil), que contêm silicato de cálcio; Sealapex (SybronEndo, Glendora, CA, EUA), que contém hidróxido de cálcio, e MTA (Angelus Ind. Prod. Odontológicos, Londrina, Brasil) à base de óxidos minerais (Figura 1). As informações (fabricante,

composição e lote) de cada cimento endodôntico utilizado estão listadas na Tabela I e as bulas estão em Anexo.



**Figura 1.** Cimentos endodônticos estudados. A) AH Plus; B) MTA; C) Sealapex; D) MTA Fillapex e E) iRoot SP.

**Tabela I.** Cimentos endodônticos utilizados no procedimento experimental, com os respectivos fabricantes, composição e lote de fabricação.

Produto (Fabricante)	Composição	Lote
AH Plus (Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha)	Pasta A: Bisphenol-A resina epóxica, Bisphenol-F resina epóxica, tungstênio de cálcio, óxido de zircônio, sílica, pigmentos de óxido de ferro. Pasta B: Dibenzylamina, aminoadamantane, tricyclodecane-diamine, tungstênio de cálcio, óxido de zircônio, sílica e óleo de silicone.	1005001588
iRoot SP (Inn. BioCreamix Inc., Vancouver, Canadá)	Óxido de zircônio, silicatos de cálcio, fosfato de cálcio, hidróxido de cálcio e agentes espessantes.	08003SP
MTA Fillapex (Angelus Ind. Prod. Odontológicos, Londrina, Brasil)	Resina salicilato, resina diluente, resina natural, óxido de bismuto, sílica nanoparticulada, Trióxido Mineral Agregado e pigmentos.	15313
Sealapex (SybronEndo, Glendora, CA, EUA)	Hidróxido de cálcio, resinas de salicilato isobutil, salicilato neopentil glicol propano trimetilol e óxido de cálcio.	0-1134
MTA (Angelus Ind. Prod. Odontológicos, Londrina, Brasil)	Dióxido de Silício, óxido de potássio, óxido de alumínio, óxido de sódio, óxido de ferro III, trióxido de enxofre, óxido de cálcio, trióxido de bismuto e óxido de magnésio; Resíduos insolúveis de sílica cristalina e sulfatos de potássio e sódio.	15904

## Teste de Solubilidade

O teste de solubilidade foi conduzido conforme a Especificação nº 57 para materiais obturadores endodônticos da ANSI/ADA (2000), que determina que seja realizado nas condições ambientais de  $23 \pm 2$  °C de temperatura e 95 % de umidade relativa do ar. Os materiais testados foram submetidos às condições exigidas 48 horas antes do início dos procedimentos, permanecendo assim até o final do estudo. Essas condições foram obtidas e mantidas com auxílio de ar condicionado (Springer – 15000 BTU) e aparelho desumidificador.

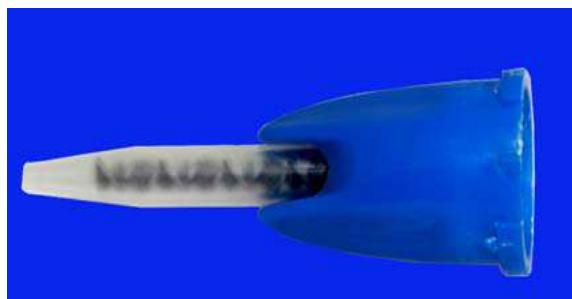
A manipulação dos cimentos testados foi realizada da seguinte forma:

Os cimentos AH Plus e Sealapex, que se apresentam na forma de duas pastas, foram utilizados na proporção 1:1 e espatulados até a obtenção de consistência homogênea.

O cimento iRoot SP, que se apresenta na forma de pasta única, foi dispensado sobre a placa de vidro e espatulado por 15 segundos, utilizando-se 15 mm de cimento para cada corpo de prova.

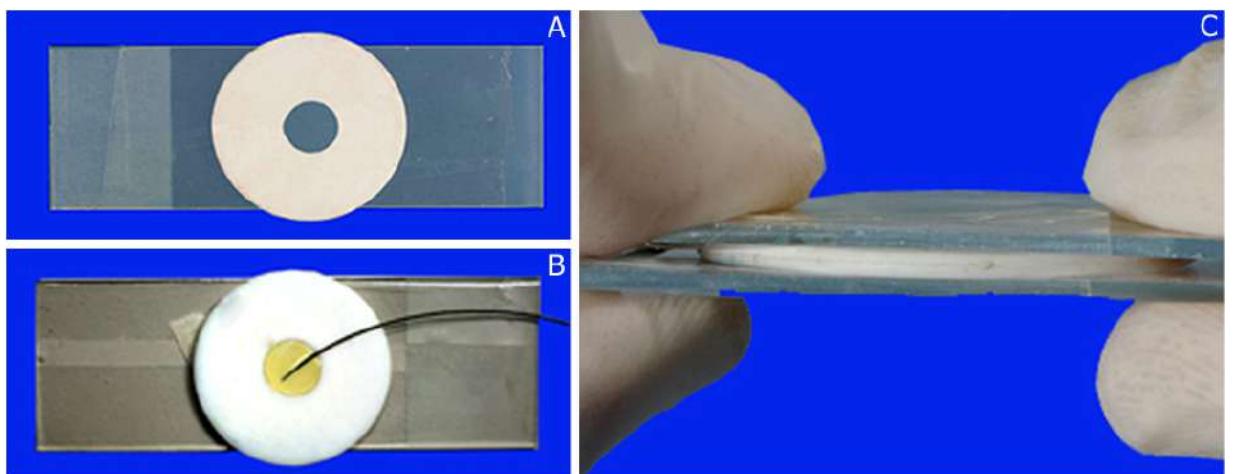
O cimento MTA Fillapex foi obtido a partir da mistura de suas pastas com auxílio da ponta misturadora (Figura 2) fornecida pelo fabricante, utilizando-se para cada corpo de prova 15 mm de cimento sendo espatulado durante 15 segundos.

Para manipulação do MTA, uma gota de água destilada, dispensada após posicionamento perpendicular do frasco em relação à superfície da placa de vidro, e um grama (1 g) do pó foram espatulados por 30 s, conforme instruções do fabricante.



**Figura 2.** Ponta misturadora do cimento MTA Fillapex.

Moldes circulares de teflon (Polytetrafluroethylene, DuPont, HABIA, Knivsta, Suécia) foram confeccionados com 1,5 mm de espessura e 7,75 mm de diâmetro interno (Figura 3A), medidas preconizadas por CARVALHO-JUNIOR et al. (2007) baseado na Especificação nº 57 da ANSI/ADA (2000). Cada molde foi posicionado sobre lâmina de vidro (26 mm de largura, 76 mm de comprimento e 1,3 mm de espessura), recoberta por uma película de papel celofane, e preenchido com o cimento a ser testado. Um fio de nylon foi incluído na massa de cimento (Figura 3B) e outra lâmina de vidro, também envolta por celofane, foi posicionada sobre o molde. O conjunto foi pressionado manualmente até que as placas tocassem a superfície do molde uniformemente (Figura 3C) e mantido comprimido, com auxílio de peso, por período de três vezes o tempo de polimerização/endurecimento do material.



**Figura 3.** A) Molde de teflon sobre lâmina de vidro. B) Molde preenchido com cimento e fio de nylon inserido. C) Conjunto lâminas/molde de teflon sob pressão digital.

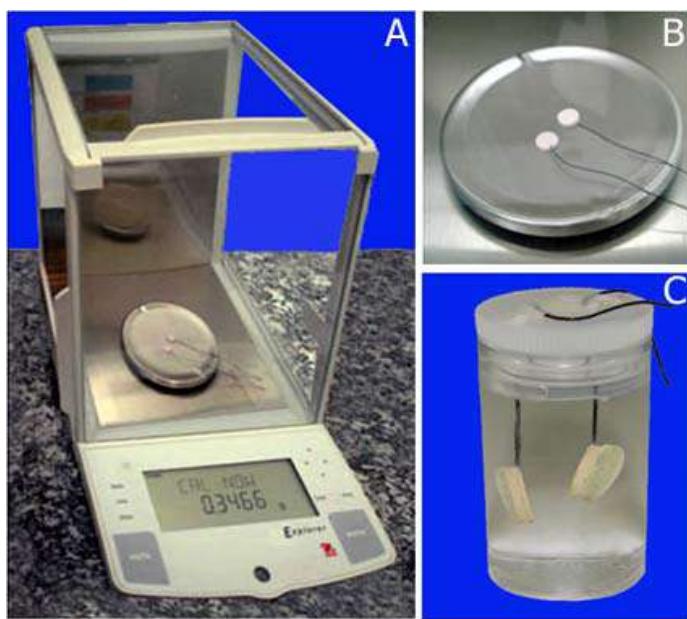
Em cada etapa do experimento, dois moldes de teflon foram preenchidos por cimento, originando dois corpos de prova. Este procedimento foi repetido cinco vezes para cada grupo.

O conjunto composto pelo molde de teflon, placas de vidro, fio de nylon e cimento foi transferido para estufa com temperatura de 37 °C e umidade relativa de 95%, permanecendo em repouso por período de três vezes o tempo de polimerização/endurecimento do material (SOUZA-NETO et al., 1999).

Decorrido este tempo, os corpos de prova foram removidos dos moldes e pesados, dois a dois, em balança de precisão HM-200 (A & D Enginnering, Inc., Bradford, MA, EUA) ajustada a 0,0001 g para obtenção do peso inicial (Figuras 4A e B).

Os corpos de prova foram suspensos, dois a dois, por meio da fixação dos fios de nylon no interior de recipientes plásticos com tampa contendo 7,5 ml de água destilada e deionizada, não permitindo o contato entre os corpos de prova e a superfície interna do

recipiente (Figura 4C). Os recipientes foram levados à estufa com 95 % de umidade relativa a 37 °C, onde permaneceram por sete dias.



**Figura 4.** A e B) Pesagem dos corpos de prova. C) Corpos de prova no frasco contendo 7,5 mL de água deionizada e destilada.

Após este período, os corpos de prova foram removidos do líquido, enxaguados em água destilada e deionizada e colocados em desumidificador contendo ácido sulfúrico concentrado a 98 % por 24 h. Os corpos de prova foram então pesados, dois a dois, para obtenção do peso final.

A solubilidade do material testado é dada pela perda de massa dos corpos de prova, expressa como a porcentagem da massa original do material, calculada pela equação  $m\% = m_i - m_f$ , na qual  $m_i$  é massa inicial e  $m_f$  massa final.

## Espectrometria de absorção atômica

Os líquidos utilizados para a imersão das amostras foram submetidos à espectrometria de absorção atômica com chama (Varian, Palo Alto, CA, EUA) para quantificação dos íons  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Zn}^{2+}$ ,  $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{Na}^+$  e  $\text{Pb}^{2+}$ , no Laboratório de Biofarmacotoxicologia da Universidade de Ribeirão Preto.

Para o preparo das soluções padrão dos diferentes metais foram utilizadas soluções Merk (Merk, Darmstadt, Alemanha) com concentração de  $1000 \mu\text{g mL}^{-1}$ , com exceção do níquel, para o qual foi utilizado padrão de níquel metálico (99,9%) para o preparo de uma solução de  $1000 \mu\text{g mL}^{-1}$ . As curvas analíticas dos diferentes metais foram obtidas a partir de diluições adequadas das respectivas soluções estoque. Os intervalos de concentração das soluções de referência foram os seguintes:

$\text{Ca}^{2+}$  - 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0 e 5,0 mg/L;

$\text{Zn}^{2+}$  - 0,2; 0,4; 0,8; 1,2 e 1,6 mg/L;

$\text{Ni}^{2+}$  - 0,6; 0,8; 1,; 1,2 e 1,4 mg/L;

$\text{Na}^+$  - 0,1; 0,2; 0,4; 0,6; 0,8 e 1,0 mg/L;

$\text{K}^+$  - 0,1; 0,2; 0,4; 0,6; 0,8 e 1,0 mg/L;

$\text{Pb}^{2+}$  - 0,1; 0,5;1,0; 2,0 e 3,0 mg/L

Durante a análise química dos líquidos de imersão, foram utilizados os seguintes comprimentos de onda: 442,7 nm para o cálcio; 213,9 nm para o zinco; 232,0 nm para o níquel, 589,0 nm para o sódio, 766,5 nm para o potássio e 217,0 nm para o chumbo.

O espectrômetro de absorção atômica, empregado principalmente para a determinação de metais, é dotado de um conjunto de lâmpadas de cátodo oco que são

utilizadas de acordo com o metal analisado. Foram utilizadas as lâmpadas de cátodo oco de cálcio, zinco e níquel. O sódio e o potássio foram determinados por emissão atômica, prescindindo da utilização de lâmpadas.

As soluções de imersão dos corpos de prova foram diluídas, antes da análise, em função do nível de concentração de cada um dos metais analisados empregando-se intervalo de diluição que variou de 2 a 16 vezes. Para a determinação de íons níquel e chumbo, entretanto, foi realizada a análise direta dos líquidos de imersão, sem qualquer diluição prévia.

### **Microscopia eletrônica de varredura e Espectrometria de energia dispersiva por raios-X**

As análises por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e por espectrometria de energia dispersiva por raios-X (EDS-X) foram realizadas no Laboratório de Análises Químicas Instrumentais do Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo (IQSC/USP).

Amostras circulares de 1,5 mm x 7,75 mm de diâmetro interno de cada cimento estudado foram preparadas conforme descrito no item referente ao teste de solubilidade. Após intervalo de três vezes o tempo de polimerização/endurecimento dos cimentos, as amostras foram imersas em 7,5 mL de água destilada e deionizada. Decorridos sete dias, foram removidas da água, enxaguadas em água destilada e deionizada, secas com papel absorvente e colocadas em desumidificador contendo ácido

sulfúrico concentrado a 98 % por 24 h. Foram tomadas, então, amostras intactas, para análise da superfície externa, e clivadas, para análise da superfície interna do cimento.

Para a análise por MEV e EDS-X, as amostras de cimento foram metalizadas, uma vez que estes não são materiais condutores. Os espécimes foram fixados com fita adesiva dupla face (3M, São Paulo, SP, Brasil) em *stub* metálico circular, de 10 mm de diâmetro e 5 mm de altura, e levadas ao equipamento metalizador BAL-TEC MED 020 *Coating System* (BAL-TEC AG, Balzers, Liechtenstein) (Figura 5) para serem recobertos por fina camada de ouro com 10 nm de espessura. Após essa etapa, as amostras foram mantidas em um dessecador de vidro contendo sílica até o momento das análises.



**Figura 5.** Metalizador BAL-TEC MED 020.

Os espécimes foram avaliados no microscópio eletrônico ZEISS, modelo LEO 440 (LEO Electron Microscopy LTD, Cambridge, Inglaterra) com detector de elétron

secundário (Oxford Instruments Nanoanalysis, High Wycombe, Reino Unido) operando com feixe de elétrons de 20 kV.

A análise semi-quantitativa foi realizada no espectrômetro de energia dispersiva por raios-X, modelo Isis System Series 200 (Link Analytical, Lidingö, Suécia), com detector SiLi Pentafet, janela ultrafina ATW II (*Atmosphere Thin Window*) e resolução de 133 eV a 5,9 keV, acoplado ao microscópio eletrônico de varredura (Figura 6). Utilizou-se padrão de Co para a calibração do equipamento, feixe de elétrons de 20 kV, distância focal de 25 mm, *dead time* de 30%, corrente de 2,82 A e *Iprobe* de 950 pA. *Dead time* corresponde ao tempo que os elétrons, após incidirem na amostra, levam para chegar ao detector. Assim, o tempo real de coleta de sinal foi de 90 s. O *Iprobe* é a corrente de saturação do filamento para que possa ter sinal de raios-X suficiente para obter sinal no espectrômetro de energia dispersiva por raios-X.



**Figura 6.** Espectrômetro de energia dispersiva por raio-X acoplado ao microscópio eletrônico de varredura.

Deve-se salientar que, tanto para a obtenção das fotomicrografias como para a análise semi-quantitativa, foi selecionada a região central dos espécimes, considerando-se as superfícies externa e interna dos cimentos, antes e após o teste de solubilidade. Na MEV, as amostras foram analisadas em visão panorâmica (35x) para localização das áreas representativas e, posteriormente, em aumento de 3500X. Na análise por EDS-X, as concentrações dos elementos foram expressas em porcentagem (m/m), considerando-se a área que sofreu incidência do feixe, cujo diâmetro era de 645 µm.

### **Análise Estatística**

Os dados do teste de solubilidade foram submetidos a testes estatísticos preliminares, com objetivo de verificar a normalidade da distribuição amostral. Como a amostra testada foi normal e homogênea, foram aplicados testes estatísticos paramétricos de Análise de Variância para verificar a existência de diferença entre os fatores analisados, e o teste complementar de Tukey, para verificar a diferença entre os cimentos, com nível de significância de 5% ( $\alpha= 0,05$ ). A análise estatística foi realizada com auxílio do *software* SPSS (Statistical Package for the Social Sciences; SPSS Inc., Ill., EUA).



## ***Resultados***

### **Teste de Solubilidade**

Os dados originais, médias e desvios padrões da solubilidade estão descritos na Tabela II. Os valores obtidos correspondem aos resultados da perda de massa ( $M_i - M_f$ ) de cada amostras, expressos em porcentagem.

**Tabela II.** Valores originais, médias e desvios padrão da solubilidade, em %, de cada cimento.

AH Plus	iRoot SP	MTA Fillapex	Sealapex	MTA
0,24	20,94	14,72	5,24	-1,41
0,21	21,51	13,88	4,83	-1,15
0,40	18,13	15,81	6,14	-1,46
0,23	21,25	14,70	4,30	-1,00
0,33	21,38	15,36	6,81	-1,20
<b>0,28±0,08</b>	<b>20,64±1,42</b>	<b>14,89±0,73</b>	<b>5,65±0,80</b>	<b>-1,24±0,19</b>

A Tabela III mostra os valores médios e a variação percentual da massa de cada material após o teste de solubilidade.

**Tabela III.** Variação da massa (g) após teste de solubilidade dos diferentes cimentos.

Cimentos	Massa Inicial	Massa Final	Perda de massa	Solubilidade (%)
AH Plus	0,4516	0,4483	0,0013	0,28
iRoot SP	0,3994	0,3170	0,0824	20,64
MTA Fillapex	0,2731	0,2325	0,0406	14,89
Sealapex	0,4159	0,3929	0,0231	5,65
MTA	0,2772	0,2807	- 0,0035	-1,24

Como a distribuição amostral foi normal e homogênea, realizou-se a Análise de Variância que demonstrou haver diferença estatisticamente significante ( $p<0,01$ ) entre os grupos estudados (Tabela IV).

**Tabela IV.** Análise de Variância.

Fonte de variação	Soma de quadrados	gl	Quad. médio	F	Probabilidade
Entre grupos	1793,987	4	448,496	620,1080	0,00000
Resíduo	14,465	20	0,723		
Total	1808,452	24			

Com o intuito de esclarecer quais cimentos eram diferentes entre si, aplicou-se o teste complementar de Tukey (Tabela V), que evidenciou que iRoot SP e MTA Fillapex apresentaram as maiores médias e foram estatisticamente diferentes entre si e dos demais cimentos ( $p<0,05$ ). O cimento Sealapex apresentou valores intermediários e foi estatisticamente diferente dos demais cimentos ( $p<0,05$ ). O AH Plus e o MTA, apresentaram as menores médias e foram estatisticamente semelhantes entre si ( $p>0,05$ ) e diferentes dos demais ( $p<0,05$ ).

**Tabela V.** Teste de Tukey: Solubilidade (%) dos cimentos estudados.

Cimentos	Médias ± DP
AH Plus	0,28±0,08 <b>a</b>
iRoot SP	20,64±1,42 <b>d</b>
MTA Fillapex	14,89±0,73 <b>c</b>
Sealapex	5,65±0,80 <b>b</b>
MTA	-1,24±0,19 <b>a</b>

Letras iguais indicam valores estatisticamente semelhantes ( $p>0,05$ )

A Especificação nº 57 da ANSI/ADA estabelece que um cimento endodôntico não deve perder mais de 3% de massa quando a sua solubilidade é testada. Dessa forma, somente os cimentos AH Plus e MTA se mostraram dentro dos padrões exigidos pela especificação, sendo que o MTA ganhou massa.

### Espectrometria de absorção atômica

As concentrações de íons metálicos liberados no líquido de imersão das amostras, de cada cimento, estão dispostas na Tabela VI.

**Tabela VI.** Concentração dos íons metálicos, em mg/L, resultantes no líquido de imersão das amostras.

Íons Metálicos	Cimentos				
	AH Plus	iRoot SP	MTA Fillapex	Sealapex	MTA
Ca <sup>2+</sup>	2,07±1,38	179,60±29,90	144,40±12,58	61,07±13,38	122,38±78,20
Zn <sup>2+</sup>	0,21±0,11	<0,1	<0,1	0,58±0,23	<0,1
Ni <sup>2+</sup>	<0,6	<0,6	<0,6	<0,6	<0,6
Na <sup>+</sup>	1,49±0,99	0,99±0,18	1,07±0,48	1,59±0,48	36,56±12,45
K <sup>+</sup>	0,37±0,11	0,43±0,07	0,35±0,16	0,79±0,10	15,28±3,64
Pb <sup>2+</sup>	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1

Os dados expressos na Tabela VI evidenciam que os cimentos iRoot SP, MTA Fillapex, Sealapex e MTA apresentaram liberação significativa de íons cálcio, enquanto o cimento AH Plus apresentou os menores valores de concentração deste íon.

Em relação à liberação de íons sódio e potássio, o cimento MTA apresentou uma maior liberação quando comparado aos demais cimentos analisados. A liberação de íons zinco foi observada somente para os cimentos AH Plus e Sealapex. Os íons níquel e chumbo não foram detectados nos líquidos de imersão.

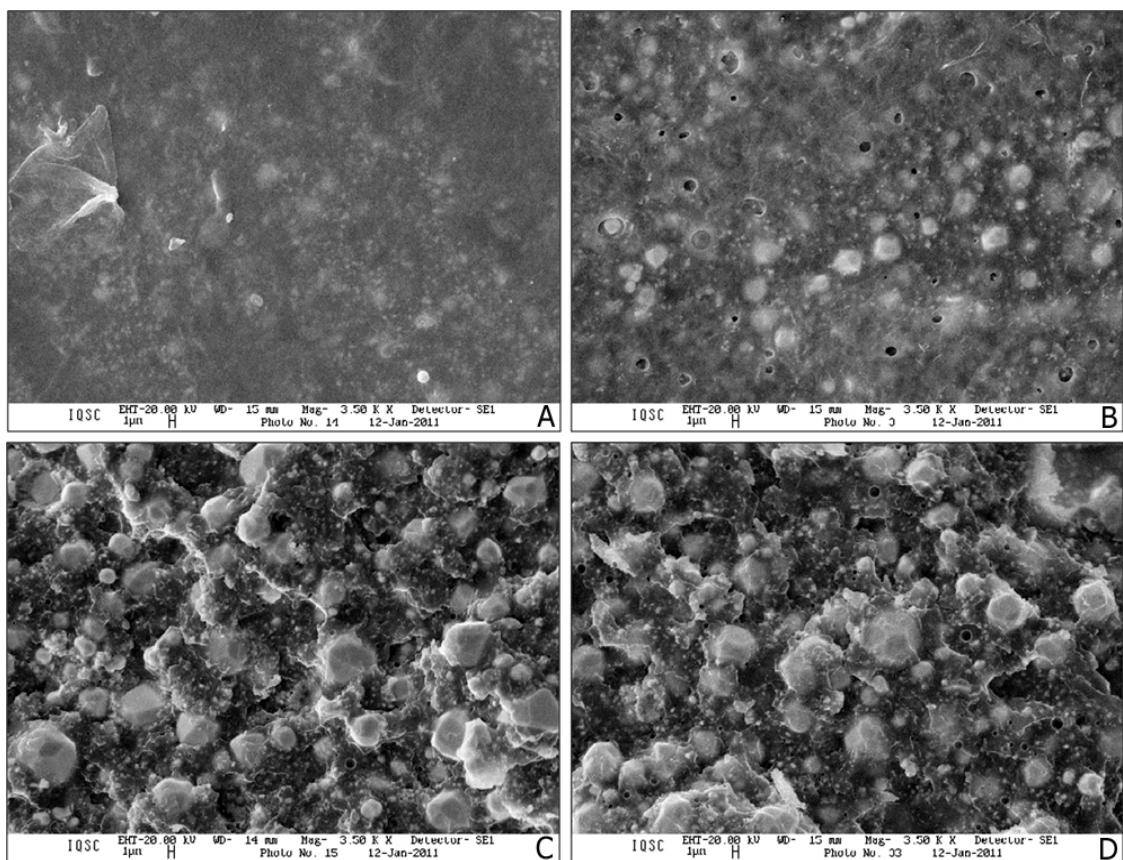
### Microscopia eletrônica de varredura

A análise qualitativa dos espécimes, por meio de MEV, permitiu a avaliação das superfícies externa e interna dos cimentos endodônticos estudados, antes e após a imersão no líquido do teste de solubilidade.

A superfície externa do cimento AH Plus apresentou-se, antes da imersão, com aspecto compacto e homogênea (Figura 7A). Após o teste de solubilidade, observou-se

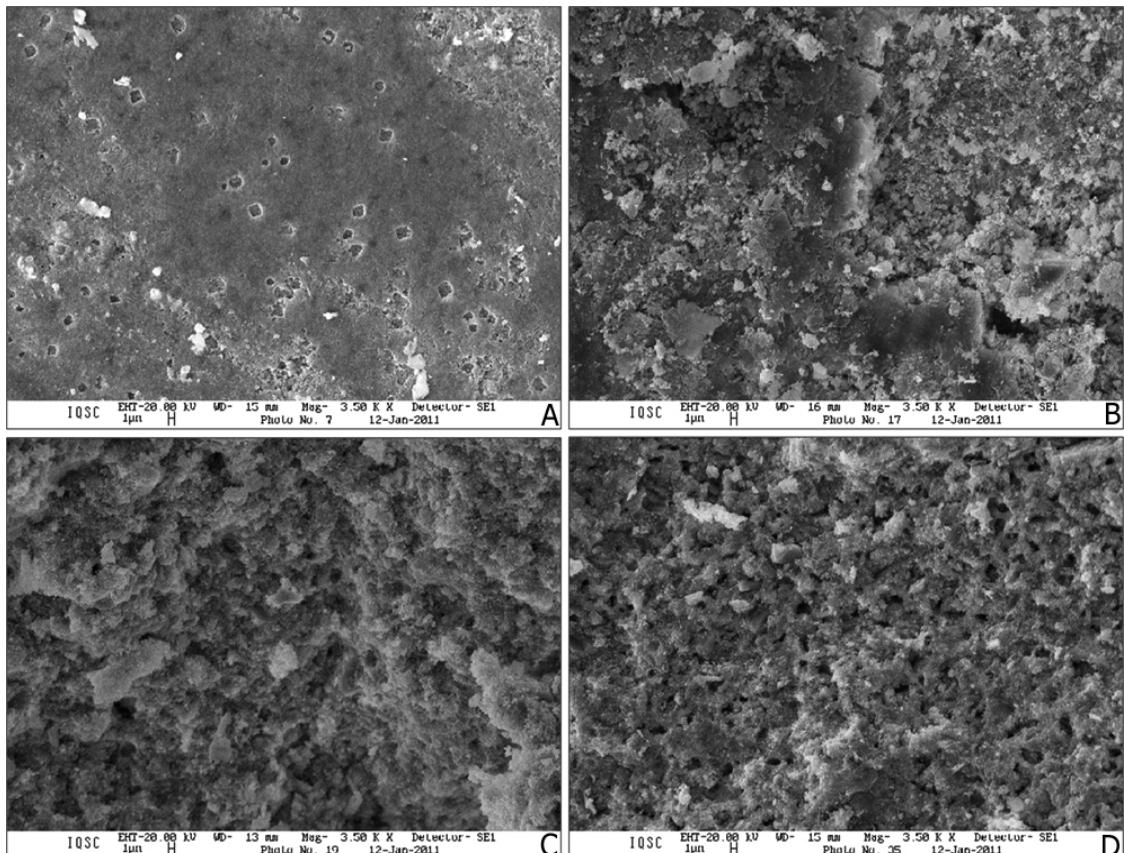
que a estrutura apresentou-se com maior irregularidade e com poros na superfície (Figura 7B).

Na superfície interna do cimento (Figura 7C) observou-se estrutura compacta, irregular e caracterizada, de forma geral, pela presença de partículas arredondadas de diversos tamanhos. Após o teste de solubilidade, a estrutura do cimento apresentou pouca alteração morfológica, com presença de partículas arredondadas de tamanhos variados e distribuídos de maneira não uniforme (Figura 7D).



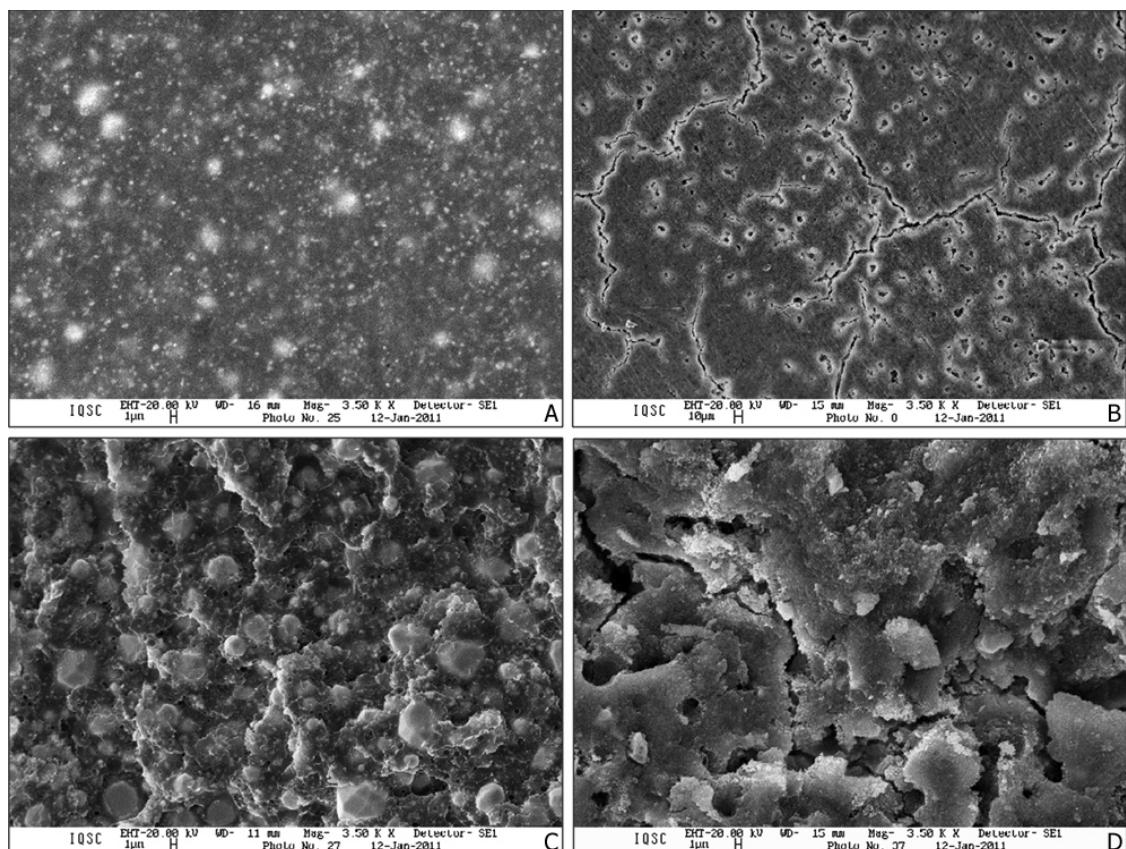
**Figura 7.** Fotomicrografias do cimento AH Plus antes e após o teste de solubilidade (3500X). A) Superfície externa homogênea, compacta e com aspecto homogêneo, antes do teste de solubilidade; B) Superfície externa, após o teste de solubilidade, com aspecto compacto e rugoso e aparecimento de poros; C) Superfície interna, antes do teste de solubilidade, com característica estrutural compacta, irregular e caracterizada pela presença de partículas arredondadas; D) Após o teste de solubilidade, a estrutura da superfície interna apresenta-se compacta, irregular e com partículas arredondadas.

Para o cimento iRoot SP, observou-se que antes do teste de solubilidade, sua superfície externa (Figura 8A) apresentava-se lisa, homogênea e compacta. Após o teste de solubilidade verificou-se que esse cimento passou a apresentar superfície irregular e rugosa (Figura 8B). Na superfície interna (Figuras 8C), antes do teste de solubilidade, observou-se superfície irregular e compacta. Após o teste de solubilidade, a superfície interna permaneceu irregular, porém menos compacta.



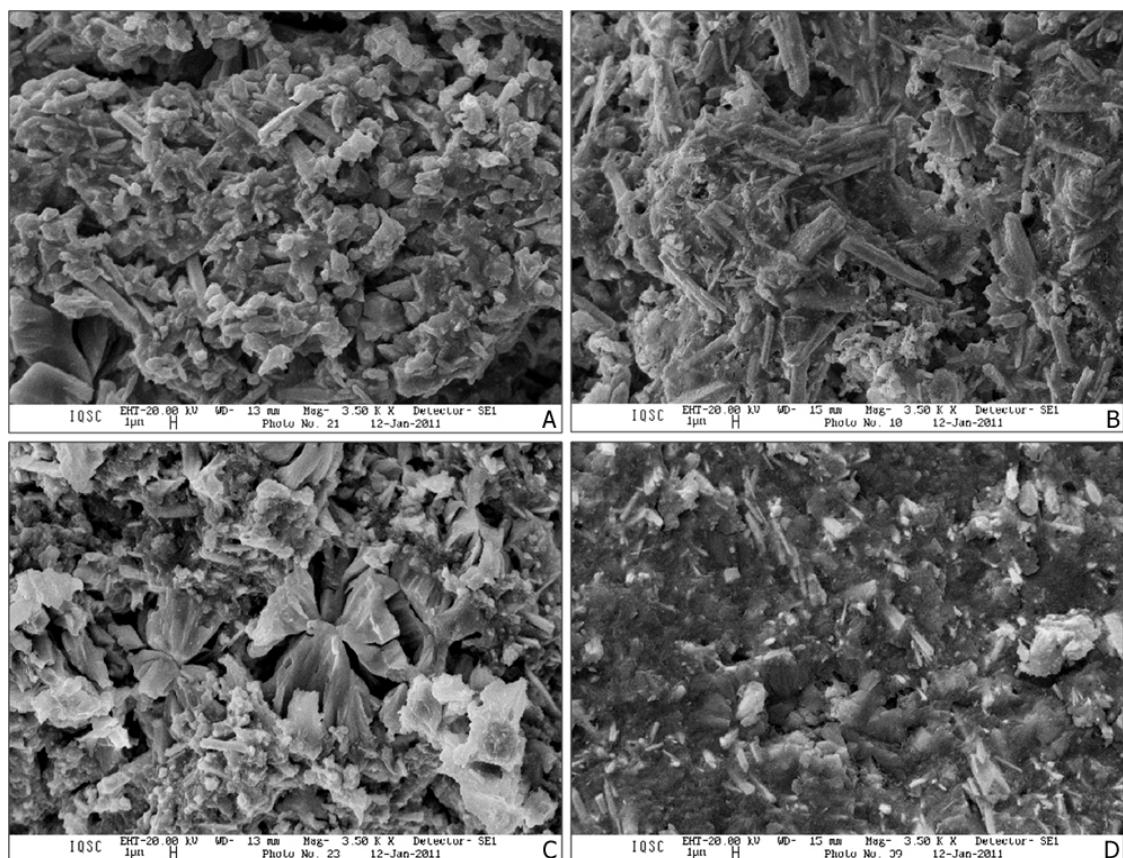
**Figura 8.** Fotomicrografias do cimento iRoot SP antes e após o teste de solubilidade (3500X). A) Superfície externa homogênea, compacta, com aspecto liso, antes do teste de solubilidade; B) Superfície externa, após o teste de solubilidade, com aspecto rugoso e não compacta; C) Superfície interna, antes do teste de solubilidade, com característica compacta e irregular; D) Após o teste de solubilidade, a estrutura da superfície interna apresenta-se irregular e menos compacta.

De acordo com a Figura 9A observa-se que o cimento Fillapex apresentava superfície lisa, compacta e homogênea. Após o teste de solubilidade, a superfície do cimento passou a ser caracterizada pelo aparecimento de fissuras e poros (Figura 9B). Antes do teste de solubilidade verifica-se que a superfície interna do cimento possui um aspecto irregular, compacto e com partículas arredondadas (Figura 9C). Após o teste, o cimento mantém aspecto irregular, porém com formação de placas com fissuras e poros na matriz resinosa (Figura 9D).



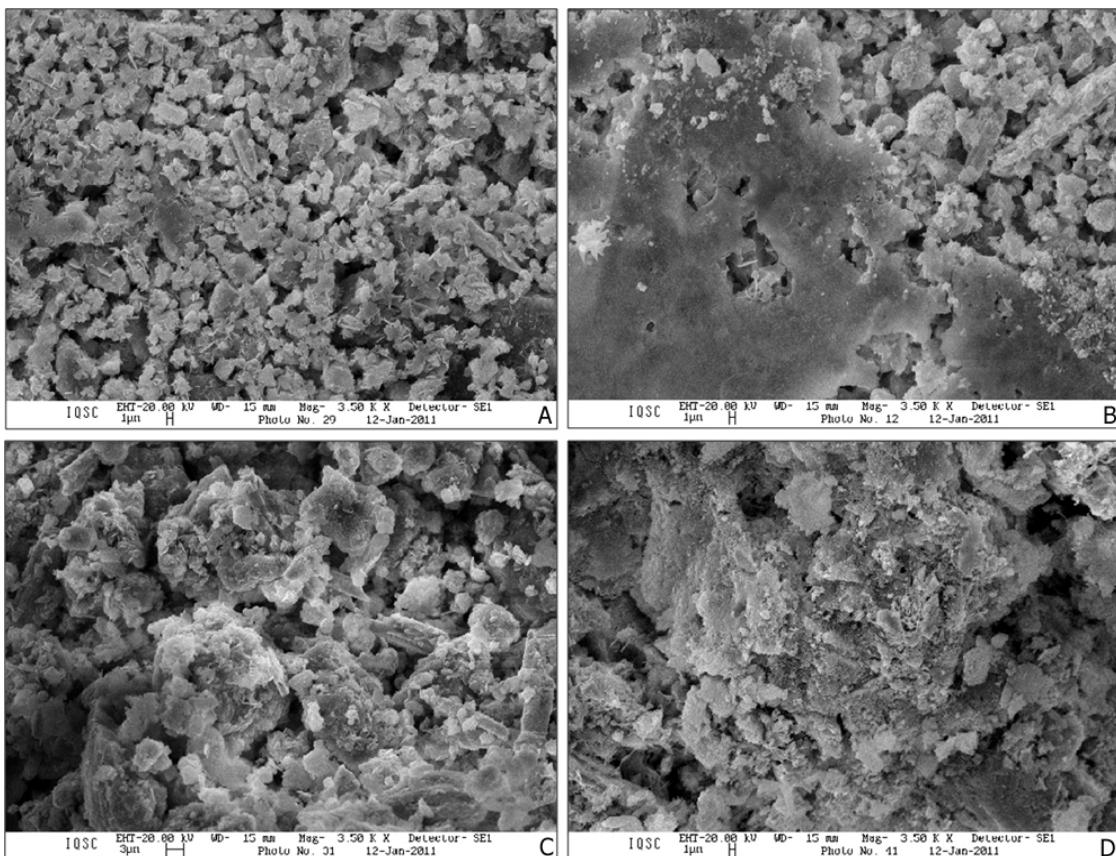
**Figura 9.** Fotomicrografias do cimento MTA Fillapex antes e após o teste de solubilidade (3500X). A) Superfície externa homogênea, compacta, com aspecto liso, antes do teste de solubilidade; B) Superfície externa, após o teste de solubilidade, é caracterizada pelo aparecimento de fissuras e poros; C) Superfície interna, antes do teste de solubilidade, com característica compacta, aspecto irregular com partículas arredondadas; D) Após o teste de solubilidade, a estrutura da superfície interna apresenta-se irregular com placas, fissuras e poros na matriz resinosa.

A superfície externa do cimento Sealapex apresentou estrutura aberta e irregular com partículas de formas e tamanhos variados (Figura 10A). Após o teste de solubilidade, observou-se reorganização da estrutura que passou a apresentar partículas alongadas com forma de agulha e mais compacta (Figura 10B). Antes do teste de solubilidade, a superfície interna apresentava estrutura aberta marcada pela irregularidade com partículas de diversos tamanhos e formas (Figura 10C). Após o teste, verificou-se que a superfície manteve-se irregular, com partículas de diversos tamanhos e formas, mas tornou-se mais compacta (Figura 10D).



**Figura 10.** Fotomicrografias do cimento Sealapex antes e após o teste de solubilidade (3500X). A) Superfície externa não compacta e irregular com partículas de formas e tamanhos variados, antes do teste; B) Superfície externa, após o teste, apresenta partículas alongadas com forma de agulha; C) Superfície interna, antes do teste, apresenta-se irregular com partículas de diversas formas e tamanhos; D) Após o teste de solubilidade, a estrutura apresentou-se irregular, mais compacta.

Na Figura 11A, antes do teste de solubilidade, verificou-se superfície externa do cimento MTA granulosa com pequenas partículas de diversas formas e tamanho, estrutura aberta com partículas irregulares. Após o teste, a superfície adquiriu forma de placa, compacta e com partículas de maior tamanho (Figura 11B). De acordo Figura 11C, observou-se superfície interna irregular antes do teste, apresentando estrutura aberta com partículas de formas e tamanhos diversos. Após o teste, a superfície interna permaneceu irregular, mas com uma estrutura mais compacta (Figura 11D).



**Figura 11.** Fotomicrografias do cimento MTA antes e após o teste de solubilidade (3500X). A) Superfície externa granulosa, pela estrutura aberta com partículas irregulares; B) Superfície externa, após o teste de solubilidade, é caracterizada pela aparência mais inteirinha, compacta e com partículas de maior tamanho; C) Superfície interna, antes do teste de solubilidade, apresenta estrutura aberta, irregular, com partículas de formas e tamanhos diversos; D) Após o teste de solubilidade, a estrutura da superfície interna apresenta-se irregular, mais compacta com partículas de diversas formas e tamanhos.

## Espectrometria de energia dispersiva por raios-X

A Tabela VII expressa a composição elementar do cimento AH Plus. A composição predominante é carbono e zircônio tanto na superfície externa como na interna. Para esse cimento, os elementos oxigênio, silício, cálcio e bismuto apresentaram teores minoritários. O elemento tungstênio apresentou teor intermediário.

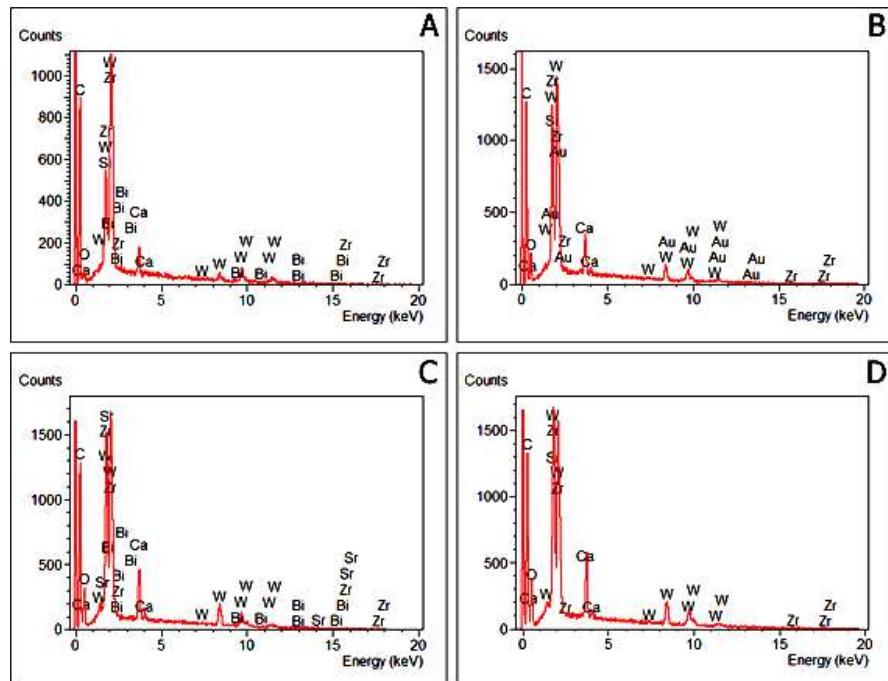
**Tabela VII.** Valores médios e desvio padrão, em porcentagem (m/m), dos elementos detectados por EDS-X na superfície externa e interna, do cimento AH Plus, antes e após o teste de solubilidade.

Elementos	AH Plus			
	Superfície externa		Superfície interna	
	Antes	Após	Antes	Após
C	64,91±1,48	56,07±2,91	50,07±5,90	48,58±4,56
O	2,89±1,06	9,22±0,24	15,48±7,62	16,58±9,11
Si	ND*	1,58±1,00	2,96±1,34	3,26±1,50
Ca	1,89±0,80	3,02±1,34	2,72±0,57	0,81±0,17
Zr	20,28±3,76	16,39±3,19	17,21±3,44	15,46±3,12
W	7,68±0,71	13,72±1,33	10,87±1,08	15,32±1,54
Bi	2,34±0,19	ND*	0,69±0,06	ND*
Ti	-	-	-	-
Al	-	-	-	-
Zn	-	-	-	-

\*ND: não detectado

Na superfície externa, após o teste de solubilidade, os elementos carbono e zircônio tiveram seus teores reduzidos, enquanto os elementos oxigênio, cálcio e tungstênio tiveram seus teores aumentados. Na superfície interna, ocorreu comportamento semelhante para os elementos carbono, zircônio, oxigênio, silício e tungstênio, exceto para o cálcio que teve seu teor reduzido. O elemento bismuto não foi detectado nas superfícies externa e interna, após o teste de solubilidade. O silício, por

sua vez, não foi detectado na superfície externa antes do teste. Estas variações estão ilustradas no gráfico da Figura 12.



**Figura 12.** Gráficos da análise por EDS-X da superfície externa e interna, antes e após o teste de solubilidade, do cimento AH Plus. A) EDS da superfície externa antes do teste de solubilidade; B) EDS da superfície externa após o teste; C) Superfície interna antes do teste; D) Superfície interna após o teste de solubilidade.

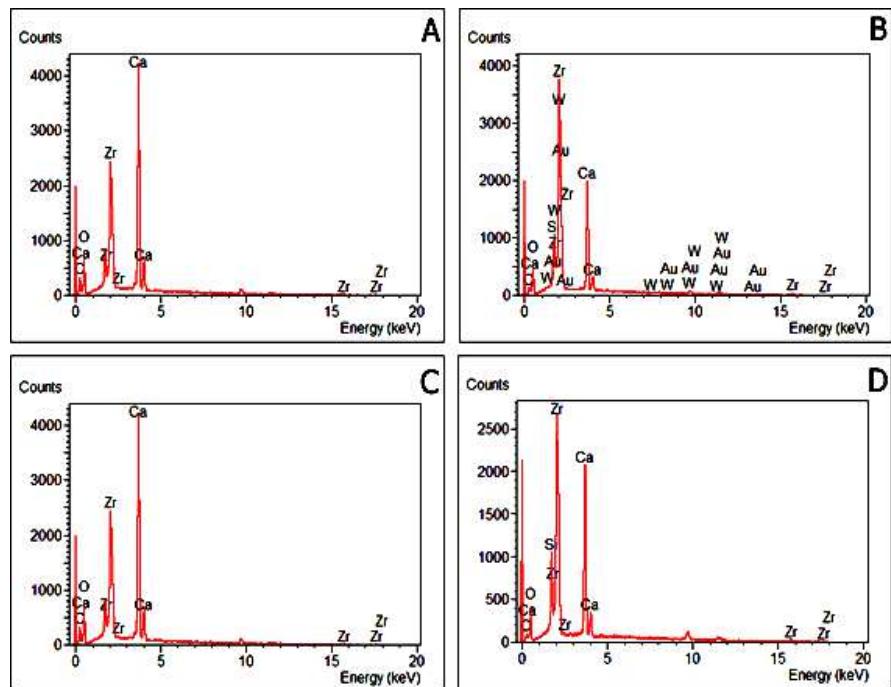
O cimento iRoot SP apresentou como componentes majoritários os elementos carbono, oxigênio, cálcio e zircônio e como componente minoritário o elemento silício. Os demais elementos apresentaram teores intermediários, como pode ser observado na Tabela VIII.

**Tabela VIII.** Valores médios e desvio padrão, em porcentagem (m\m), dos elementos detectados por EDS na superfície externa e interna, do cimento iRoot SP, antes e após o teste de solubilidade.

iRoot SP				
Elementos	Superfície externa		Superfície interna	
	Antes	Após	Antes	Após
C	15,84±1,60	17,31±3,03	25,95±9,70	19,37±9,94
O	32,55±6,57	25,42±2,83	19,70±8,35	22,26±4,46
Si	2,19±1,78	ND*	3,49±2,86	4,10±3,62
Ca	28,58±6,31	16,69±1,70	19,36±1,12	20,90±2,92
Zr	20,84±5,23	40,58±10,43	31,50±7,95	33,37±3,06
W	-	-	-	-
Bi	-	-	-	-
Ti	-	-	-	-
Al	-	-	-	-
Zn	-	-	-	-

\*ND: não detectado

Após o teste de solubilidade, observou-se na superfície externa uma diminuição dos teores dos elementos oxigênio, silício e cálcio. Para os elementos carbono e zircônio, por outro lado, ocorreu aumento de seus teores. Na superfície interna, após o teste, ocorreu diminuição de teor apenas para o carbono. Os gráficos da Figura 13 expressam os sinais analíticos obtidos na análise por EDS-X.



**Figura 13.** Gráficos da análise por EDS-X da superfície externa e interna, antes e após o teste de solubilidade, do cimento iRoot SP. A) EDS da superfície externa antes do teste de solubilidade; B) EDS da superfície externa após o teste; C) Superfície interna antes do teste; D) Superfície interna após o teste de solubilidade.

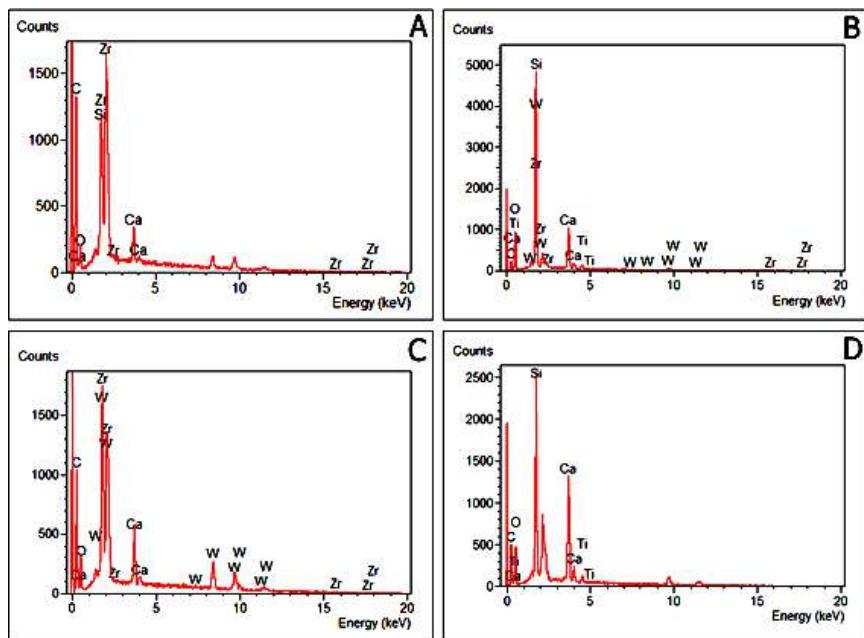
Os componentes majoritários do cimento MTA Fillapex são os elementos carbono, zircônio e tungstênio e, minoritários os elementos titânio, silício e cálcio. Os demais elementos apresentaram concentrações intermediárias, como observado na Tabela IX.

**Tabela IX.** Valores médios e desvio padrão, em porcentagem (m\m), dos elementos detectados por EDS-X na superfície externa e interna, do cimento MTA Fillapex, antes e após o teste de solubilidade.

MTA Fillapex				
Elementos	Superfície externa		Superfície interna	
	Antes	Após	Antes	Após
C	58,47±3,34	20,57±8,57	44,75±4,18	35,38±8,87
O	9,31±3,91	37,05±2,15	14,49±8,04	34,98±6,27
Si	2,15±1,31	ND*	ND*	15,08±8,91
Ca	2,39±1,02	7,35±4,13	4,16±2,07	13,49±5,58
Zr	18,94±3,56	4,18±1,03	15,95±3,48	ND*
W	8,74±0,81	29,86±3,66	20,64±2,23	ND*
Bi	-	-	-	-
Ti	ND*	0,99±0,47	ND*	1,08±0,37
Al	-	-	-	-
Zn	-	-	-	-

\*ND: não detectado

Após o teste de solubilidade, verificou-se que, na superfície externa, ocorreu redução dos teores dos elementos carbono, silício e zircônio e aumento dos teores para os elementos oxigênio, cálcio e tungstênio. Na superfície interna, os elementos carbono, zircônio e tungstênio apresentaram redução de seus teores. Já o elemento silício apresentou aumento de seus teores. O titânio não foi detectado nas superfícies externa e interna, antes do teste de solubilidade. Os gráficos da Figura 14 expressam os sinais analíticos obtidos na análise por EDS-X.



**Figura 14.** Gráficos da análise por EDS-X da superfície do cimento MTA Fillapex. A) EDS-X da superfície externa antes do teste de solubilidade; B) EDS-X da superfície externa após o teste; C) Superfície interna antes do teste; D) Superfície interna após o teste de solubilidade.

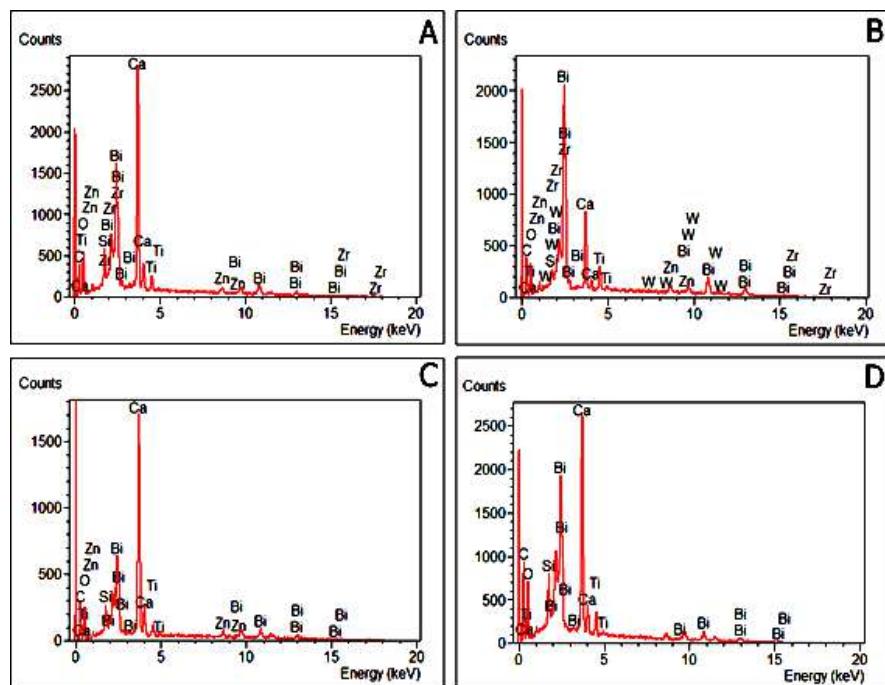
Para o cimento Sealapex, observa-se na Tabela X, que os componentes majoritários são o carbono, oxigênio, cálcio e bismuto, e com o menor teor, o zircônio.

**Tabela X.** Valores médios e desvio padrão, em porcentagem ( $m\backslash m$ ), dos elementos detectados por EDS-X na superfície externa e interna, do cimento Sealapex, antes e após o teste de solubilidade.

Elementos	Sealapex			
	Superfície externa		Superfície interna	
	Antes	Após	Antes	Após
C	20,11±8,07	24,92±2,05	26,83±4,12	24,13±3,35
O	31,48±4,75	22,94±5,98	33,58±1,45	31,23±2,11
Si	1,81±1,47	ND*	1,55±1,09	2,38±1,83
Ca	20,18±4,51	6,96±4,36	21,70±1,70	17,36±3,48
Zr	0,69±0,17	1,15±0,32	ND*	ND*
W	-	-	-	-
Bi	21,37±2,33	36,93±4,43	11,85±1,12	22,58±2,33
Ti	1,91±0,91	2,93±1,54	1,53±0,63	2,32±1,04
Al	-	-	-	-
Zn	2,44±0,85	3,03±1,16	2,96±0,89	ND*

\*ND: não detectado

Após o teste de solubilidade, verificou-se que, na superfície externa houve diminuição dos teores dos elementos oxigênio e cálcio enquanto que os elementos carbono, titânio, zinco, zircônio e bismuto apresentaram aumento dos seus teores. Na superfície interna, após o teste, verificou-se que os elementos carbono, oxigênio e cálcio tiveram redução de seus valores. Já os elementos silício, titânio e bismuto apresentaram aumento em seus teores. Após o teste, o elemento silício não foi detectado na superfície externa e o zinco não foi detectado na superfície interna. O elemento zircônio, por sua vez, não foi detectado na superfície interna. Os gráficos da Figura 15 expressam os sinais analíticos obtidos na análise por EDS-X.



**Figura 15.** Gráficos da análise por EDS-X da superfície externa e interna, antes e após o teste de solubilidade, do cimento Sealapex. A) EDS-X da superfície externa antes do teste de solubilidade; B) EDS-X da superfície externa após o teste; C) Superfície interna antes do teste; D) Superfície interna após o teste de solubilidade.

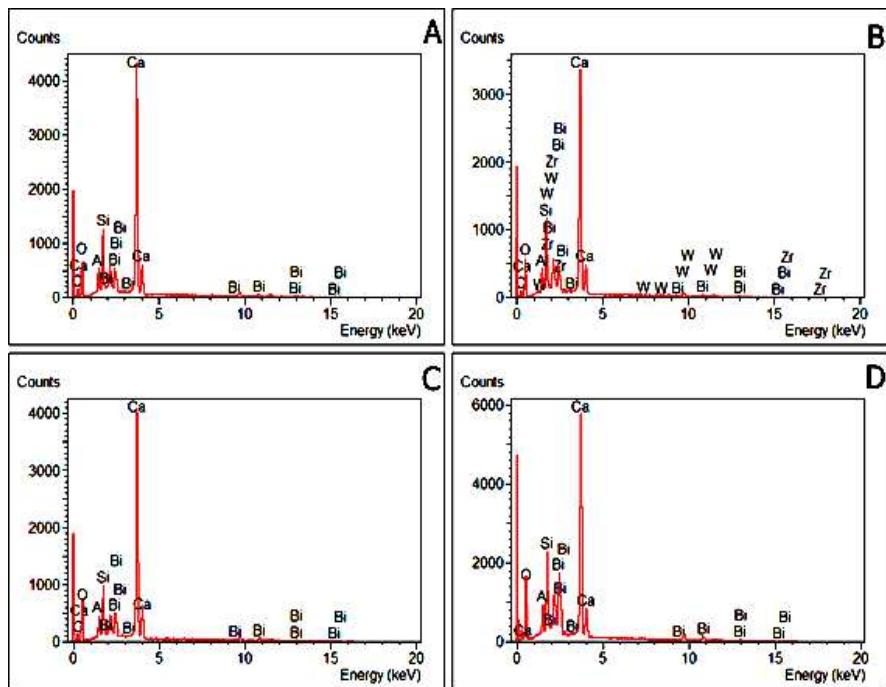
Para o MTA, de acordo com a Tabela XI, os componentes majoritários são os elementos oxigênio e cálcio e o minoritário, o alumínio. Os demais elementos encontrados apresentaram teores intermediários.

**Tabela XI.** Valores médios e desvio padrão, em porcentagem (m\m), dos elementos detectados por EDS-X na superfície externa e interna, do cimento MTA, antes e após o teste de solubilidade.

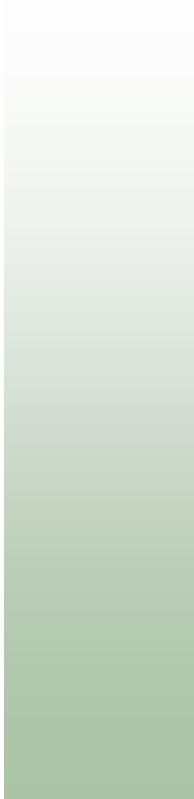
Elementos	MTA			
	Superfície externa		Superfície interna	
	Antes	Após	Antes	Após
C	10,01±2,80	9,65±1,74	9,08±2,67	6,94±1,86
O	35,65±1,55	32,29±2,10	39,06±5,77	40,49±6,73
Al	2,22±1,09	2,18±0,87	1,78±0,51	2,12±1,89
Si	ND*	6,11±1,17	5,15±1,9	5,94±0,97
Ca	36,75±1,03	33,79±1,76	35,51±2,04	27,55±1,65
Bi	10,05±1,03	9,26±1,24	9,43±1,03	16,96±1,95

\*ND: não detectado

Após o teste de solubilidade, na superfície externa, os elementos carbono, oxigênio, alumínio, cálcio e bismuto apresentaram redução de seus teores. O elemento silício não foi detectado na superfície externa antes do teste de solubilidade. Na superfície interna, os elementos oxigênio, alumínio, silício e bismuto apresentaram aumento em seus teores, enquanto que os elementos carbono e cálcio apresentaram redução. Os gráficos da Figura 16 expressam os sinais analíticos obtidos na análise por EDS-X.



**Figura 16.** Gráficos da análise por EDS-X da superfície externa e interna, antes e após o teste de solubilidade, do cimento MTA. A) EDS-X da superfície externa antes do teste de solubilidade; B) EDS-X da superfície externa após o teste; C) Superfície interna antes do teste; D) Superfície interna após o teste de solubilidade.



## ***Discussão***

A Especificação nº 57 da ANSI/ADA para avaliação das propriedades físico-químicas dos materiais obturadores dos canais radiculares alterou, em 2000, a designação de solubilidade e desintegração, estabelecida em 1984, para solubilidade.

A solubilidade consiste na capacidade de uma substância em se dissolver em outra, expressa pela concentração da solução saturada da primeira na segunda. Na solubilidade, não existe partícula em suspensão, o solvente permanece límpido. Por outro lado, a desintegração é o ato ou efeito de desintegrar-se, separar-se de um todo,

promovendo a liberação de partículas do corpo de prova que ficam em suspensão (SOUZA NETO et al., 1999).

Em relação à metodologia utilizada nesse estudo, alguns aspectos merecem ser destacados para seu entendimento. O experimento foi baseado na Especificação nº 57 da ANSI/ADA, com modificações propostas por CARVALHO-JÚNIOR et al. (2007), seguido por RESENDE et al. (2009) e FLORES et al. (2011), que sugeriram redução de 80 %, em volume, do cimento obturador necessário para a realização dos testes de solubilidade e estabilidade dimensional, a fim de reduzir a quantidade de material necessário para realização dos testes. Os autores demonstraram que a diminuição de volume dos corpos de prova não alterou os resultados e sugeriram a análise dos líquidos de imersão dos cimentos por espectrometria de absorção atômica com chama para determinação da concentração de íons metálicos solubilizados. No presente estudo, também foram realizadas a análise por espectrometria de energia dispersiva por raios-X (EDS-X) com objetivo de determinar a composição elementar dos cimentos testados e análise, por meio de MEV, da morfologia da estrutura do cimento. Dessa maneira, o conjunto desses testes permitiu a compreensão do comportamento físico químico dos materiais estudados sob a ação do solvente. Convém salientar que a análise por EDS-X é uma técnica analítica semiquantitativa, cujos resultados dependem do equilíbrio dinâmico estabelecido entre o material e líquido de imersão durante o teste de solubilidade.

De acordo com a Especificação nº 57 da ANSI/ADA, um cimento obturador de canais radiculares não pode apresentar solubilidade superior a 3 %. No presente estudo,

foi possível observar que o cimento iRoot SP apresentou solubilidade média de 20,64%, o cimento MTA Fillapex média de 14,89%, o cimento Sealapex média de 5,65%, o cimento MTA apresentou solubilidade média negativa de -1,24%, enquanto que o cimento AH Plus apresentou solubilidade média de 0,28%, atendendo à Especificação nº 57 da ANSI/ADA.

Como já relatado anteriormente, o cimento iRoot SP apresentou os maiores valores de solubilidade. Segundo ZHANG et al. (2009a), o iRoot SP é um cimento hidrofílico, isento de alumínio, que contém silicato de cálcio e uma base resinosa. A sua reação de endurecimento ocorre quando o composto de silicato de cálcio, sob a ação da umidade do canal, produz um gel hidratado de silicato de cálcio e hidróxido de cálcio, este último reage com o fosfato da dentina e forma hidroxiapatita e água. A água formada reinicia a reação cíclica reagindo com o silicato de cálcio (ZHANG et al., 2010a; ZHANG et al., 2010b). O polímero presente no iRoot SP provoca processos de adsorção e dispersão no sistema água/cimento. A rápida incorporação do polímero às partículas do cimento combinada ao efeito dispersivo aumenta a área de exposição do material para reações com a água (ZHANG et al. 2009b), o que facilitaria a solubilização do material.

No presente estudo, observou-se em MEV que, após a imersão do cimento no líquido do teste de solubilidade, a superfície passou de compacta a irregular e porosa, evidenciando perda de material, que pode ser confirmada pela alta concentração de cálcio encontrada no líquido de imersão na análise por espectrometria de absorção atômica, justificando também os valores de solubilidade encontrados. Outro aspecto a

ser destacado e que, segundo ERSAHAN; AYDNIN (2010), este cimento apresenta partículas extremamente pequenas que facilitam o seu escoamento, o que pode também favorecer a solubilidade uma vez que a área de contato do material com o líquido de imersão é maior. Somam-se a isso os resultados obtidos na análise por EDS-X evidenciam redução do teor de cálcio na superfície externa do cimento após o contato com o líquido de imersão. Nesta análise, observou-se também a presença do zircônio, responsável pela radiopacidade, e de carbono, sugerindo que, provavelmente, há material polimérico polímero na composição do cimento, que não é claramente descrita na bula fornecida pelo fabricante.

O cimento MTA Fillapex também apresentou altos valores de solubilidade, entretanto, menores e estatisticamente diferentes do iRoot SP. Segundo o fabricante, esse cimento é composto de resina salicilato, resina diluente, resina natural, óxido de bismuto, sílica nanoparticulada, trióxido agregado mineral e pigmentos. A análise por MEV evidenciou, após sua imersão no líquido do teste de solubilidade, o aparecimento de fissuras na superfície externa e aumento da porosidade na superfície interna. COOMARASWAMY et al. (2007) sugeriram que a presença do óxido de bismuto, presente na fórmula do MTA Fillapex, reduz a estabilidade do cimento devido ao aparecimento de fissuras e aumento da porosidade. Além disso, o acúmulo de água no interior da matriz do cimento provavelmente ocasionou expansão da estrutura e maior área de exposição facilitando a liberação de íons cálcio, conforme pode ser observado nos resultados obtidos na análise por espectrometria de absorção atômica, a qual revelou uma concentração de 144,40 mg/L deste metal. Os resultados obtidos na

análise por EDS-X evidenciaram que houve perda da matriz polimérica nas superfícies interna e externa após imersão no solvente, indicada pela redução do teor de carbono. A perda da matriz polimérica, por sua vez, aumentou a exposição de íons cálcio, facilitando sua liberação. Embora o fabricante informe que há óxido de bismuto em sua fórmula, este metal não foi detectado na análise por EDS-X, provavelmente, em função de baixa concentração deste elemento. Por outro lado, foram encontrados W e Zr, que são utilizados como radiopacificadores sob a forma de tungstato de cálcio e óxido de zircônio.

Vale destacar que os resultados da análise por EDS-X para os cimentos iRoot SP e MTA Fillapex mostraram teores diferentes de carbono, indicando que o MTA Fillapex apresenta uma cadeia polimérica com maior quantidade de carbono, o que pode ter influenciado nos resultados de solubilidade, uma vez, que o MTA Fillapex apresentou menores valores de solubilidade que o iRoot SP.

O cimento Sealapex apresenta em sua fórmula a resina de salicilato e hidróxido de cálcio, o que indica que MTA Fillapex apresenta a mesma base de resina acrescida do MTA. Entretanto, os resultados de solubilidade evidenciaram valores menores para o Sealapex em relação ao MTA Fillapex, porém acima dos valores estabelecidos pela Especificação 57 da ADA. As reações envolvidas no processo de endurecimento de cimentos à base de hidróxido de cálcio são complexas e de cinética heterogênea, isso significa dizer que o cimento pode endurecer apenas superficialmente (ØRSTAVIK, 2005). O Sealapex, além de hidróxido de cálcio, apresenta também em sua composição o óxido de cálcio, que é convertido em hidróxido de cálcio ao entrar em contato com a

água. O hidróxido de cálcio é uma base muito solúvel, o que explicaria os valores da concentração de cálcio obtidos na análise por espectrometria de absorção atômica. A análise por MEV, após imersão dos cimentos no solvente, revelou alterações nas superfícies interna e externa demonstrando que o solvente provocou uma desorganização da estrutura original. Na superfície externa, houve perda de material e surgiram partículas alongadas com forma de agulha, já a superfície interna mostrou-se menos porosa. Essa análise pode ser complementada pelos resultados obtidos por EDS-X, que demonstraram perda significativa de cálcio na superfície externa e de menor intensidade na superfície interna. Cumpre salientar que, na análise por EDS-X, o maior teor de bismuto, observado após exposição do material ao líquido, tanto na superfície interna quanto externa, pode ser atribuído ao equilíbrio dinâmico estabelecido.

O MTA foi avaliado no presente estudo como parâmetro de referência com objetivo de observar se suas propriedades, em relação à solubilidade, se manteriam quando acrescido de matriz polimérica, como acontece nos cimentos iRoot SP e MTA Fillapex. Entretanto, os resultados obtidos neste estudo não confirmaram esta expectativa, uma vez que o MTA apresentou aumento de massa, enquanto os outros apresentaram alta solubilidade. CAMILLERI; MALLIA (2011) também observaram adsorção de água e aumento da porosidade na superfície do MTA em teste de estabilidade dimensional. O MTA é material com partículas hidrofílicas que endurece na presença de umidade, a sua hidratação resulta em um gel coloidal que se solidifica com a estrutura (SANTOS et al., 2005; SARKAR et al., 2005; BODANEZI et al., 2008). Estudos prévios demonstraram que este material apresenta baixa solubilidade

(TORABINEJAD et al., 1995; DANESH et al., 2006; POGGIO et al., 2007; SHIE et al., 2009) e, quando se solubiliza, é devido à formação do hidróxido de cálcio, o que eleva o pH (GONÇALVES et al., 2010). Neste estudo, observou-se uma concentração de 122,38 mg/L de íons cálcio no líquido de imersão analisado por espectrometria de absorção atômica. A análise por MEV mostrou que o MTA apresentava uma superfície granulosa com pequenas partículas de diversas formas e que, após a imersão no solvente, a absorção de água provocou a fusão destas partículas levando a formação de superfície lisa e compacta. Na superfície interna foi observado o mesmo comportamento com menores áreas de fusão. Isto ocorre, provavelmente, porque este cimento é composto de substâncias hidrofílicas (FRIEDLAND et al., 1991) que se solubilizam e depois endurecem em sob uma nova estrutura. Além disso, há também a adição de óxido de bismuto ao MTA, que é insolúvel em água, o que contribuiria para reduzir a solubilidade do material (FRIDLAND; ROSADO, 2003; PARIROKH; TORABINEJAD, 2010). A análise por EDS-X revelou que o teor de cálcio diminui após o teste de solubilidade, confirmando a perda deste metal para o líquido de imersão, conforme os resultados obtidos na análise por Espectrometria de absorção atômica. Observou também a presença de Si e Al que fazem parte do agregado mineral e no bismuto que é utilizado como radiopacificador neste cimento sob a forma de trióxido de bismuto.

O cimento AH Plus apresentou os valores de solubilidade mais baixos, provavelmente, devido à presença do HEMA em sua composição. O bom desempenho desse cimento pode estar relacionado às características de sua matriz resinosa, que é mais resistente à solubilização (CARVALHO-JUNIOR et al., 2007), o que pode ser

confirmado pelas baixas concentrações de íons metálicos encontradas na análise por espectrometria de absorção atômica. Na análise por MEV, observa-se que as superfícies externa e interna deste cimento apresentam-se compactas e homogêneas com partículas arredondadas de tamanhos variados. Segundo McDermott (1990), a reação das resinas epóxicas resulta em cadeias poliméricas que se tornam mais fechadas à medida que aumenta o número de ligações cruzadas entre elas. Isso explicaria a baixa concentração de íons metálicos no líquido de imersão. Além disso, no caso do cimento AH Plus, a adição do Bisfenol F, juntamente com o Bisfenol A, torna sua estrutura mais rígida e fechada, melhorando seu desempenho mecânico, químico e térmico (McDERMOTT, 1990; RESENDE et al., 2009, MARIN-BAUZA et al., 2010; FLORES et al., 2011).

O desenvolvimento de novos produtos a partir da associação de materiais que apresentem propriedades físicas, químicas, biológicas e antimicrobianas favoráveis nem sempre alcança o efeito sinérgico desejado. De acordo com resultados obtidos no presente estudo, as alterações relativas às composições químicas que resultaram nos cimentos iRoot SP e MTA Fillapex não foram suficientes para atingir as características pretendidas em relação à solubilidade, devendo ser avaliados também em relação às demais propriedades físico químicas bem como as propriedades biológicas. Finalmente, convém salientar a importância da avaliação da interação entre os componentes de um novo produto para se obter uma formulação que assegure sua qualidade para uso clínico.



## ***Conclusões***

Diante da metodologia empregada e com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

1. Os cimentos iRoot SP e MTA Fillapex, que contêm de silicato de cálcio, e o Sealapex não atenderam às Especificação nº 57 da ANSI/ADA no teste de solubilidade.
2. O cimento AH Plus e o MTA apresentaram valores de solubilidade de acordo com as Especificações nº 57 da ANSI/ADA.

3. Os cimentos iRoot SP, MTA Fillapex, Sealapex e MTA apresentaram liberação de alta concentração de íons  $\text{Ca}^{2+}$ .
4. A presença de íons  $\text{Ca}^{2+}$  foi evidenciada nas superfícies dos cimentos estudados, sendo o menor teor observado para o AH Plus. Altos teores de C foram observados nos cimentos testados, exceto, no MTA.



## ***Referências Bibliográficas***

ACCORINTE, M. L. R.; HOLLAND, R.; REIS, A.; BORTOLUZZI, M. C.; MURATA, S. S.; DEZAN, E.; SOUZA, V.; ALESSANDRO, L. D. Evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide cement as pulp-capping agents in human teeth. **J. Endod.**, v. 34, n. 1, p. 1– 6, 2008.

ANSI/ ADA. Specification n. 57. **Endodontic Sealing Material**, Chicago, USA, 1983.

ANSI/ ADA. Specification n. 57. **Endodontic Sealing Material**, Chicago, USA, 2000.

BADR, A.E. Marginal adaptation and citotoxicity of bone cement compared with amalgam and mineral trioxide aggregate as root-end filling material. **J. Endod.**, v. 36, n. 6, p. 1056-1060, 2010.

BERNABE, P. F.; GOMES-FILHO, J. E.; ROCHA, W. C.; NERY, M. J.; OTOBONI-FILHO, J. A.; DEZAN-JÚNIOR, E. Histological evaluation of MTA as a root-end filling material. **Int. Endod. J.**, v. 40, n. 10, p. 758-765, 2007.

BERNARDES, R. A.; CAMPELO, A. A.; JUNIOR, D. S.; PEREIRA, L. O.; DUARTE, M. A.; MORAES, I. G.; BRAMANTE, C. M. Evaluation of the flow rate of 3 endodontic sealers: Sealer 26, AH Plus, and MTA Obtura. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 109, n. 1, p. e47-49, 2010.

BODANEZI, A.; CARVALHO, N.; SILVA, D.; BERNARDINELI, N.; BRAMANTE, C. M.; GARCIA, R. B.; MORAES, I. G. Immediate and delayed solubility of mineral trioxide aggregate and Portland cement. **J. Appl. Oral Sci.**, v. 16, n. 2, p. 127-31, 2008.

BODRUMLU, E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: A review. **Aust. Endod. J.**, v. 34, n. 1, p. 30-35, 2008.

BODRUMLU, E.; SUMER, A. P.; GUNGOR, K. Radiopacity of a new root canal sealer, Epiphany. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 104, n. 5, p. e59-61, 2007.

BRAMANTE, C. M.; DEMARCHI, A. C.; MORAES, I. G.; BERNADINELI, N.; GARCIA, R. B.; SPÄNGBERG, L. S.; DUARTE, M. A. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 106, n. 12, p. 909-913, 2008.

- CAMIRELLI, J. Evaluation of selected Properties of mineral Trioxide aggregate sealer cement. **J. Endod.**, v. 35, n. 10, p. 1412-1417, 2009.
- CAMILLERI, J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. **Int. Endod. J.**, v. 40, n. 6, p. 462-470, 2007.
- CAMILLERI, J. The physical properties of accelerated Portland cement for endodontic use. **Int. Endod. J.**, v. 41, n. 2, p. 151-157, 2008.
- CAMILLERI, J.; MALLIA, B. Evaluation of the dimensional Changes of mineral trioxide aggregate sealer. **Int. Endod. J.**, v. 44, n. 5, p. 416-424, 2011.
- CARVALHO-JÚNIOR, J. R.; CORRER-SOBRINHO, L.; CORRER, A. B.; SINHORETI, M. A.; CONSANI, S.; SOUSA-NETO M. D. Solubility and dimensional change after setting of root canal sealers: a proposal for smaller dimensions of test samples. **J. Endod.**, v. 33, n. 9, p. 1110-1116, 2007.
- CARVALHO-JUNIOR, J. R.; GUIMARAES, L. F.; CORRER-SOBRINHO, L.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. **Braz. Dent. J.**, v. 14, n. 2, p. 114-118, 2003.
- CHNG, H. K.; ISLAM, I.; YAP, A. U. J.; TONG, Y. W.; KOB, E. T. Properties of a new root-end filling material. **J. Endod.**, v. 31, n. 9, p. 665-668, 2005.
- CHONG, B. S.; PITTE FORD, T. R. Root-end filling materials: rationale and tissue response. **Endod. topics**, v. 11, n. 1, p. 114-130, 2005.
- COHEN, S.; HARGREANES, K. M. **Caminhos da polpa**. 9<sup>a</sup>. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Ltda, 2007, 1079 p.

- COOMARASWAMY, K. S.; LUMLEY, P. J.; HOFMANN, M. P. Effect of bismuth oxide radiopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. **J. Endod.**, v. 33, n. 3, p. 295-298, 2007.
- DAMMASCHKE, T.; GERTH, H. U. V.; ZUCHNER, H.; SCHAFER, E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. **Dent. Mater.**, v. 21, n. 8, p. 731-738, 2005.
- DANESH, G.; DAMMASCHKE, T.; GERTH, H. U. V.; ZANDBIGLARI, T.; SCHAFER, E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. **Int. Endod. J.**, v. 39, n. 3, p. 213-219, 2006.
- DING, S. J.; KAO, C. T.; SHIE, M. Y.; HUNG, C. J.; HUANG, T. H. The physical and cytological properties of white MTA mixed with  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$  as an accelerator. **J. Endod.**, v. 34, n. 6, p. 748-751, 2008.
- DONNELLY, A.; SWORD, J.; NISHITANI, Y.; YOSHIYAMA, M.; AGEE, K.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers. **J. Endod.**, v. 33, n. 8, p. 990-994, 2007.
- DUARTE, M. A. H.; DEMARCHI, A. C. C. O.; YAMASHITA, J. C.; KUGA, M. C.; FRAGA, S. C. pH and calcium ion release of 2 root filling materials. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 95, n. 3, p. 345-347, 2003.
- DUARTE, M. A. H.; DEMARCHI, A. C. C. O.; YAMASHITA, J. C.; KUGA, M. C.; FRAGA, S. C. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. **Oral Surg. Oral Med. Pathol. Oral Radio. Endod.**, v. 99, n. 5, p. 648-650, 2005.

- DUDA, J. G.; LOSSO, E. M. O uso do agregado de trióxido mineral (MTA) em odontopediatria. **Arquivos em Odontologia**, v. 41, n. 1, p. 93-103, 2005.
- ELDENIZ, A. U.; ERDEMIR, A.; KURTOGLU, F.; ESENER, T. Evaluation of pH and calcium ion release of Acroseal sealer in comparison with Apexit and Sealapex sealers. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 103, n. 3, p. e86-91, 2007.
- ERSAHAN, S.; AYDIN, C. Dislocation resistance of iRoot SP, a calcium silicate-based sealer, from radicular dentine. **J. Endod.**, v. 36, n. 12, p. 2000-2002, 2010.
- ESTRELA, C.; BAMMANN, L. L.; ESTRELA, C. R. A.; SILVA, R. S.; PÉCORA, J. D. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. **Braz. Dent. J.**, v. 11, n. 1, p. 3-9, 2000.
- FARIA Jr, N. B.; BORTOLUZZI, E. A.; BROON, N. J.; TANOMARU FILHO, M.; BRAMANTE, C. B.; ESBERAD, R. M. Avaliação da influência do CaCl<sub>2</sub> nas propriedades físico-químicas do MTA e do cimento Portland branco com radiopacificador. **Bras. Oral Res.**, v. 21, n. 1, p. 236, 2007.
- FELIPPE, W. T.; FELIPPE, M. C.; ROCHA, M. J. The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation. **Int. Endod. J.**, v. 39, n. 1, p. 2-9, 2006.
- FLORES, D. S.; RACHED-JUNIOR, F. J.; VERSIANI, M. A.; GUEDES, D. F.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCORA, J. D. Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers. **Int. Endod. J.**, v. 44, n. 2, p. 126-135, 2011.
- FRIDLAND, M.; ROSADO, R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. **J. Endod.**, v. 29, n. 12, p. 814-817, 2003.

FRIDLAND, M; ROSADO, R. MTA solubility: a long term study. **J. Endod.**, v. 3, n. 5, p. 376-379, 2005.

FRIEDMAN, S.; PICCA, M.; MACCHI, R. L.; KAPLAN, A. E. Solubility of endodontic sealers in water. **J. Dent. Res.**, v. 78, n. 5, p. 921, 1991.

FUNTEAS, U. R.; WALLACE, J. A.; FOCHTMAN, E. W. A comparative analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. **Aust. Endod. J.**, v. 29, n. 1, p. 43-44, 2003.

GOLDBERG, F. Endodontic implants: a scanning electron microscopic study. **Int. Endod. J.**, v. 15, n. 2, p. 77-78, 1982.

GONÇALVES, J. L.; VIAPIANA, R.; MIRANDA, C. E.; BORGES, A. H.; CRUZ-FILHO, A. M. Evaluation of physico-chemical properties of Portland cements and MTA., *Braz. Oral Res.*, v. 24, n. 3, p. 277-83, 2010.

GUERREIRO-TANOMARU, J. M.; DUARTE, M. H.; GONÇALVES, M.; TANOMARU-FILHO, M. Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. **Braz. Oral Res.**, v. 23, n. 2, p. 119-123, 2009.

HOLLAND, R.; DE SOUZA, V. Ability of a new calcium hydroxide root canal filling material to induce hard tissue formation. **J. Endod.**, v. 11, n. 12, p. 535-43, 1985.

HOLLAND, R.; DE SOUZA, V.; NERY M. J.; FARACO JÚNIOR, I. M.; BERNABÉ, P. F.; OTOBONI FILHO, J. A.; DEZAN JÚNIOR, E. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with mineral trioxide aggregate, Portland cement or calcium hydroxide. **Braz. Dent. J.**, v. 12, n. 1, p. 3-8, 2001.

ISLAM, I.; CHNG, H. K.; YAP, A. U. J. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. **Int. Endod. J.**, v. 39, n.3, p. 220-225, 2006a.

- ISLAM, I.; CHNG, H. K.; YAP, A. U. J. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. **J. Endod.**, v. 32, n. 3, p. 193-197, 2006b.
- JOHNSON, W. T.; GUTMANN, J. L. **Obturação do sistema de canais radiculares limpos e modelados.** In: COHEN, S.; HARGREANES, K. M. Rio de Janeiro: Elsevier Ltda, 2007, p. 358-399.
- KOMABAYASHI, T.; SPANGBERG, L. S. W. Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. **J. Endod.**, v. 34, n. 1, p. 94-98, 2008.
- MARIN-BAUZA, G. A.; RACHED-JUNIOR, F. J.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; SOUSA-NETO, M. D.; MIRANDA, C. E.; SILVA-SOUSA, Y. T. Physicochemical properties of methacrylate resin-based root canal sealers. **J. Endod.**, v. 36, n. 9, p. 1531-1536, 2010.
- McDERMOTT, J. The structure of the advanced composites industry. Advance composites Bluebook, 1990.
- MOHAMMADI Z.; MODARESI J.; YAZDIZADEH M. Evaluation of the antifungal effects of mineral trioxide aggregate materials. **Aust. Endod. J.**, v. 32, n. 3, p. 120-122, 2006.
- NAMAZIKHAH, M. S.; NEKOOFAR, M. H.; SHEYKHREZAE, M. S.; SALARIYEH, S.; HAYES, S. J.; BRYANT, S. T.; MOHAMMADI, M. M.; DUMMER, P. M. H. The effect of oh on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. **Int. Endod. J.**, v. 41, n. 2, p. 108-116, 2008.
- NANDINI, S.; BALLAL, S.; KANDASWAMY, D. Influence of glass-ionomer cement on the interface and setting reaction of mineral trioxide aggregate when used as a furcal repair

material using laser raman spectroscopic analysis. **J. Endod.**, v. 33, n. 2, p. 167-172, 2007.

NUNES, V. H.; SILVA, R. G.; ALFREDO, E.; SOUSA-NETO, M. D.; SILVA-SOUSA, Y. T. Adhesion of Epiphany and AH Plus sealers to human root dentin treated with different solutions. **Braz. Dent. J.**, v. 19, n. 1, p. 46-50, 2008.

ØRSTAVIK D. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. **Endod. Topics**, v. 12, n. 6, p. 25-38, 2005.

ØRSTAVIK, D.; NORDAHL, I.; TIBBALLS, J. E. Dimensional change following setting of root canal sealer materials. **Dental Mat.**, v. 17, n. 6, p. 512-519, 2001.

PARIROKH, M.; TORABINEJAD, M. Mineral Trioxide Aggregate: A comprehensive literature review- Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial proprieties. **J. Endod.**, v. 36, n. 1, p. 16-27, 2010.

POGGIO, C.; LOMBARDINI, M.; ALESSANDRO, C.; SIMONETTA, R. Solubility of Root-End Filling Materials: A comparative study. **J. Endod.**, v. 33, n. 9, p. 1094-1096, 2007.

RESENDE, L. M.; RACHED-JUNIOR, F. J.; VERSIANI, M. A.; SOUZA-GABRIEL, A. E.; MIRANDA, C. E.; SILVA-SOUSA, Y. T.; SOUSA-NETO, M. D. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany and Epiphany SE root canal sealers. **Int. Endod. J.**, v. 42, n. 9, 0. 785-793, 2009.

SANTOS, A. D.; MORAES, J. C. S.; ARAÚJO, E. B.; YUKIMITU, K.; VALÉRIO FILHO, W. V. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 7, p. 443-447, 2005.

- SARKAR, N. K.; CAICEDO, R.; RITWIK, P.; MOISEYEVA, R.; KAWASHIMA, I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. **J. Endod.**, v. 3, n. 2, p. 97-100, 2005.
- SCARPARO, R. K.; HADDAD, D.; ACASIGUA, G. X.; FOSSATI, A. M.; FACHIN, E. F.; GRECCA, F. S. Mineral Trioxide Aggregate-based Sealer: Analysis of Tissue Reactions to a New Endodontic Material. **J. Endod.**, v. 36, n. 7, p. 1174-1178, 2010.
- SCHÄFER, E.; ZANDBIGLARI, T. Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva. **Int. Endod. J.**, v.36, n. 10, p. 660-669, 2003.
- SCHRÖEDER, A. The impermeability of root canal filling material and first demonstrations of new root filling materials. **SSO Sch. Monat. Zahn.**, v. 64, n. 9, p. 921-931, 1954.
- SHIE, M. Y., HUANG, T.; KAO, C.; HUANG, C.; DING, S. The Effect of a Physiologic Solution pH on Properties of White Mineral Trioxide Aggregate. **J. Endod.**, v. 35, n. 1, p. 98-101, 2009.
- SILVA, R. F.; SOUZA, R. E.; GALHARDO, R.; CRUZ-FILHO, A. M.; SOUSA-NETO, M. D. Estudo das propriedades de estabilidade dimensional e solubilidade e desintegração dos cimentos MTA e tipo Portland. **Braz. Oral. Res.**, v. 16, Suplement/Abstracts Pa 186, p. 145, 2002.
- SIPERT, C. R.; HUSSNE R. P.; NISHIYAMA, C. K.; TORRES, S. A. In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, Mineral Trioxide Aggregate, Portland cement and EndoRez. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 8, p. 539-43, 2005.

SONG, J. S.; MANTE, F. K.; ROMANOW, W. J.; KIM, S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA Angelus. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 102, n. 6, p. 806-815, 2006.

SOUZA-NETO, M. D.; GUIMARAES, L. F.; SAQUY, P. C.; PÉCORA J. D. Effect of different grades of gum rosins and hydrogenated resins on the solubility, disintegration, and dimensional alterations of Grossman cement. **J. Endod.**, v. 25, n. 7, p. 477-480, 1999.

TANOMARU-FILHO, M.; DA SILVA, G. F.; DUATE, M. A.; GONÇALVES, M.; TANOMARU, J. M. Radiopacity evaluation of root-end filling materials by digitization of images. **J. Endod.**, v. 33, n. 3, p. 249-251, 2007.

TINGEY, M. C.; BUSH, P.; LEVINE, M. S. Analysis of mineral trioxide aggregate surface when set in the presence of fetal bovine serum. **J. Endod.**, v. 34, n. 1, p. 45-49, 2008.

TORABINEJAD, M.; CHIVIAN, N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. **J. Endod.**, v. 25, n. 3, p. 197-206, 1999.

TORABINEJAD, M; HONG, C.V; MCDONALD, F; PITTFORD, T.R. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. **J. Endod.**, v. 21, n. 7, p. 349-353, 1995.

TORABINEJAD, M.; WATSON, T. F.; PITTFORD, T. R. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. **J. Endod.**, v. 19, n. 12, p. 591-595, 1993.

VERSIANI, M. A.; CARVALHO-JUNIOR, J. R.; PADILHA, M.; LACEY, S.; PASCON, E. A.; SOUSA-NETO, M. D. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus and Epiphany root canal sealants. **Int. Endod. J.**, v. 39, n. 6, p. 464-471, 2006.

- WUCHERPENNIG, A. L.; GREEN, D. B. Mineral trioxide vs. Portland cement: two compatible filling materials. **J. Endod.**, v. 25, n. 4, p. 308, 1999.
- ZHANG, H.; SHEN, Y.; RUSE, N. D.; HAAPASALO, M. Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against Enterococcus faecalis. **J. Endod.**, v. 35, n. 7, p. 1051-1055, 2009a.
- ZHANG, W.; LI, Z.; PENG, B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 107, n. 6, p. e79-82, 2009b.
- ZHANG, W.; PENG, B. Ex vivo cytotoxicity of a new calcium silicate-based canal filling material. **Int. Endod. J.**, v. 43, n. 9, p. 769-774, 2010a.
- ZHANG, W.; PENG, B. Effect of iRoot on mineralization-related genes expression in MG63 cells. **J. Endod.**, v. 36, n. 12, p. 178-1982, 2010b.



## ***ANEXOS***

#### 1.1 Composition

##### AH Plus Paste A

- Bisphenol-A epoxy resin
- Bisphenol-F epoxy resin
- Calcium tungstate
- Silica
- Zirconium oxide
- Iron oxide pigments

##### AH Plus Paste B

- Dibenzylidiamine
- Aminoadamantane
- Tricyclodecane-diamine
- Calcium tungstate
- Zirconium oxide
- Silica
- Silicone oil

4

#### 1.2 Delivery forms

AH Plus comes in the following deliveries:

- as **AH Plus in tubes** for manual mixing of pastes A and B
- as **AH Plus Jet™ Mixing Syringe** for direct intra-oral application, offering a more precise, convenient and faster procedure.

#### 1.3 Indications for use

Permanent obturation of root canals of teeth of the secondary dentition in combination with root canal points.

#### 1.4 Contraindications

Hypersensitivity against epoxy resins, amines or other components of the root canal filling material.

## 2 General safety notes

#### 2.1 Warnings

- AH Plus contains epoxy resins (paste A) and amines (paste B) which may cause sensitisation in susceptible persons. Do not use AH Plus in persons allergic to epoxy resins or amines or any other components of the products.
- **Avoid eye contact** to prevent irritation and possible corneal damage. In case of contact with eyes, rinse immediately with plenty of water and seek medical attention.
- **Avoid skin contact** to prevent irritation and possible allergic response. In case of contact, red-dish rashes may be seen on the skin. If contact with skin occurs, immediately remove material with cotton and wash thoroughly with water and

soap. In case of skin sensitisation or rash, discontinue use and seek medical attention.

- **Avoid contact with oral soft tissues/mucosa** to prevent inflammation. If accidental contact occurs, immediately remove material with cotton; flush mucosa with plenty of water and expectorate water. If inflammation of mucosa persists, seek medical attention.
- **Do not swallow or take internally.** If accidental swallowing occurs, drink lots of water. If nausea or illness develops, seek medical attention.
- **Avoid overfilling.** When overfilling occurs, the material is usually tolerated very well by the surrounding tissue. In cases where larger amounts of material are pressed into the mandibular canal, immediately remove the material.

5

**NEW i Root SP®**  
*Injectable Root Canal Sealer*

**Outstanding Sealing Properties**

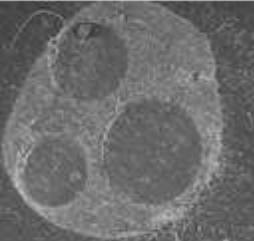
"iRoot SP's outstanding viscosity and extremely small particle size allow it to conform to the surface of the gutta percha and flow readily into the dentinal tubules, lateral canals and webs. The result is a seamless, gap-free interface between the cone, sealer and dentine."

**About**



- A convenient premixed ready-to-use injectable white hydraulic cement paste developed for permanent root canal filling and sealing application.
- Insoluble, radiopaque, non-shrinkage during setting, excellent physical and chemical properties.
- Biocompatible and non-toxic materials based on a bioceramic composition.
- Excellent sealing and handling abilities. - Packaged in a pre-loaded single syringe with disposable intracanal tips.

**Indications**



- Permanent obturation of the root canal following vital pulp-extirpation.
- Permanent obturation of the root canal following removal of infected or necrotic pulp and placement of intracanal dressings.
- iRoot SP is suitable for use in the lateral, single cone and vertical condensation.

**Composition**

- Zirconium Oxide, Calcium Silicates, Calcium Phosphate, Calcium Hydroxide, filler and thickening agents.

**Features & Benefits**



- Setting Time is 4 hours measured according to ISO 6876:2001.
- No mixing required.
- No heat required.
- iRoot SP form excellent bonding with root canal dentine, which penetrated into the dentin structure.
- iRoot SP can directly be used for filling root canals with or without Gutta Percha Points.
- iRoot SP can be applied immediately and introduced directly into the root canal.

**Interactions**



The setting time of iRoot SP is dependent upon the presence of moisture in the root canal. The amount of moisture required for the setting reaction to occur reaches the root canal by means of the dentinal tubules. Therefore, it is not necessary to add moisture in the root canal prior to performing the obturation.

© 2008 Verio Dental Co. Ltd

## MTA FILLAPEX

### PORTEGUÊS

MTA FILLAPEX é um cimento de obturação de canais radiculares à base de MTA (mineral trióxido agregado). Essa composição atribui ao produto as seguintes características:

- Selamento marginal de longa duração.
- Alta radiopacidade.
- Estimulação da formação de tecido duro no ápice dental e em locais de perfuração.
- Baixa expansão de presa.
- Baixa solubilidade em fluidos tissulares.
- Excelente viscosidade para obturação de canais radiculares.
- Não mancha a estrutura dental.
- Não contém eugenol, não interferindo com materiais de restauração resinosos.
- Tempo de trabalho apropriado para procedimentos endodônticos.

### COMPOSIÇÃO

Resina salicílato, Resina diluente, Resina natural, Óxido de Bismuto, Sílica nanoparticulada, Trióxido Agregado Mineral, Pigmentos.

### INDICAÇÃO

Obturação de canais radiculares na dentição permanente em combinação com cones de guta-percha ou aplicação com brocas Léntulo ou com seringa automisturada.

### CONTRA-INDICAÇÃO

Hipersensibilidade a resinas ou a outros componentes do produto.

### ADVERTÊNCIAS

- MTA FILLAPEX contém resinas susceptíveis de provocar sensibilidade em algumas pessoas. Não utilizar em pessoas alérgicas a resinas ou a qualquer outro dos componentes do produto.
- Contacto com os olhos ou pele: Deve evitar o contacto de ambas as pastas separadas ou já misturadas, com os olhos ou pele, em caso de contacto accidental lavar de imediato com bastante água.
- Contacto com a mucosa oral: Evitar o contacto com os tecidos moles. Em caso de contacto accidental, lavar abundantemente a região, evitando a deglutição do paciente. No caso de persistência de alguma sensibilidade consultar um médico imediatamente.

### PRECAUÇÕES

Recomenda-se o uso de proteção ocular, bem como roupa e luvas adequados, tanto para pacientes como para os profissionais, durante a manipulação do produto.

### ARMAZENAMENTO

Armazene em local seco e fresco, longe de fontes de calor e umidade. Mantenha as bisnagas ou as seringas devidamente fechadas.

### INSTRUÇÕES DE USO

1. **Preparo do canal radicular:** Antes da aplicação do MTA FILLAPEX, preparar, limpar e secar os canais radiculares a serem preenchidos, de acordo com a técnica endodôntica a ser utilizada.
2. **Dosagem e mistura:** A mistura do material acontece através da ponta

misturadora fixada na ponta dispensadora da seringa. Utilizar o produto após a mistura ter sido dispensada pela ponta misturadora.

**Advertência:** a ponta misturadora deve ser descartado após o uso.

**3. Aplicação:** Utilizar o MTA FILLAPEX em conjunto conjuntamente com cones de guta e/ou ou prata, envolvendo os cones em uma fina camada do cimento e promovendo a condensação de acordo com a técnica utilizada. MTA FILLAPEX pode ser levado ao canal com brocas Léntulo ou através da inserção de uma ponta aplicadora na extremidade da ponta misturadora, realizando a aplicação direta intracanal.

**4. Remoção da obturação do canal radicular:** O MTA FILLAPEX pode ser removido utilizando as técnicas convencionais de remoção da guta.

**5. Tempo de trabalho:** O tempo trabalho é de 30 minutos .

**6. Tempo de presa:** O tempo mínimo de presa é de 120 minutos .

### ESPAÑOL

MTA FILLAPEX es un cemento de obturación de canales radiculares a base de MTA (mineral trióxido agregado). Esta composición proporciona al producto las siguientes características:

- Sellado marginal de larga duración.
- Alta radiopacidad.
- Estimulación de la formación de tejido duro en el ápice dental y en áreas de perforación.
- Baja expansión de fraguado.
- Baja solubilidad en contacto con fluidos tissulares.
- Excelente viscosidad para la obturación de canales radiculares.
- No mancha al diente.
- No contiene eugenol, no interferiendo con la polimerización de materiales de restauración resinosos.
- Tiempo de trabajo apropiado para procedimientos endodónticos.

### COMPOSICIÓN

Resina salicílato, Resina diluente, Resina natural, Óxido de Bismuto, Sílica nanoparticulada, Mineral Trióxido Agregado, Pigmentos

### INDICACIÓN

Obturación de canales radiculares de dientes permanentes en combinación con conos de gutapercha o conos de plata.

### CONTRAINDICACIÓN

Hipersensibilidad a las resinas o a los otros componentes del producto.

### ADVERTENCIAS

- MTA FILLAPEX contiene resinas que pueden provocar sensibilidad. No utilice en pacientes alérgicos a resinas o a otros componentes del producto.
- Contacto con los ojos o piel: Evite el contacto de las pastas separadas o mezcladas con los ojos o piel. En caso de contacto accidental, lave inmediatamente con agua.
- Contacto con la mucosa oral: Evite el contacto con los tejidos blandos. En caso de contacto accidental, lave con agua y evite la deglución del producto. En caso de persistencia de alguna sensibilidad, consulte a un médico inmediatamente.

### PRECAUCIONES

Durante la manipulación del producto, es recomendable el uso de protección ocular, guantes y ropa adecuadas, tanto para los pacientes como para los profesionales.

**3. Meget let at blande**

**4. Lang arbejdstid på blandeblokken**

**5. Gode flydeegenskaber, der letter appliceringen**

**6. Let at få op fra blokken med en rodfyldningspiral eller en guttaperkapoint**

**7. Misfarver ikke tandsubstans**

Bemærk: Base- og katalysatorpastærene er begge opaque. Hvis der kommer klar olie ud af tuben, bør materialet ikke anvendes, da det kan udvise forkerte arbejdstider og reducerede materialeegenskaber. Kontroller udløbsdatoen på yderemballagen.

**Blanding**

**Tuber:** Bland lige dele længder base- og katalysatorpasta i 15-20 sek., eller indtil konsistensen er homogen. Det anbefalede blandingsforhold må ikke ændres. Blandingen bør foretages med en cirkular bevægelse og et hårdt tryk med spatulen. Korrekt blandet materiale har en ensartet farve og homogen konsistens.

**Sprøjte:** Fjern hæften fra sprøjten. Prøv altid lidt materiale ud, inden sprøjten bruges første gang. Sæt en blandespids på sprøjten. Drej spidsen 90 grader for at løse den fast. Tryk på stempellet for at pressere materialet ud på en glasplade, en blandeblok eller direkte i kanalen.

Sealapex afbindes på ca. 60 min. i en rodkanal ved 37°C og 100% fugtighed, i lag på op til 0,5 mm. Afbindingsstiden er forholdsvis hurtigere i tydere lag.

**Fyldning**

Kanavæggene skal være torlægge. Sealapex appliceres i rodkanalen med en rodfyldningspiral eller en guttaperka- eller paperpoint. Pointen rulles i den blandede seier og placeres forsigtigt i kanalen til det ønskede rodmål med en pincet. Materiale er forenlig med syreatsnings teknik og alle permanente fyldningsmaterialer (komposit eller amalgam).

**Opbevaring**

Opløveres ved rumtemperatur.

\* BEAVERS, R.A.: Wound Healing Following Intentional Root Perforations, IADR ABSTRACTS 62: No. HI, 1983.

**INFORMATION OM GARANTI**

**BEGRÆNSNING AF SYBROENDOS ERSTATNINGSANSVAR**

Formalet med SybronEndos mundtlige og skriftlige anvisninger er at vejlede tandlæger i bugten af SybronEndos produkter. Anvisningerne anfører ikke begrænsninger i SybronEndos erstatningsansvar, og de frigør ikke tandlæger for selv at undersøge, om SybronEndos produkter kan anvendes i en bestemt arbejdsgang eller til et bestemt formål. Tandlæger bærer ethvert ansvar for skader, der skyldes forkert brug af SybronEndos produkter.

Vel materiale- eller fabrikationsfejl aflyser SybronEndo, om der skal ydes erstatning i form af hel eller delvis udskiftning af det defektive produkt eller i form af refundering svarende til produkets pris. Den begrænsede garanti gælder kun, hvis det defekte produkt returneres til SybronEndo. SybronEndos erstatningsansvar gælder ikke indirekte eller hændelige skader og skader forårsaget af forhold uden for SybronEndos kontrol.

SYBROENDOS GARANTI OMFATTER ALENE, HVAD DER UDTRYKKELTIG ER NAVNTI OVNIFOR OG IKKE FORHOLD, HVERKEN UDTRYKTE ELLER UNDERFORSTÅDE VERBØRENDE ET PRODUKTS BESKRIVELSE, KVALITET OG EGNEHED TIL ET BESTEMT FORMÅL.

**PORTUGUÉS**

**Sealapex™**

**Sealapex Xpress™ (Sistema de seringa dupla)**

**Cimento obturador endodôntico**

**Instruções para uso do SybronEndo Sealapex**

O Sealapex é um cimento endodôntico obturador à base de hidróxido de cálcio. Literatura especializada demonstra que este material estimula a formação de tecido calcificado no ápice de um dente com tratamento endodôntico e também estimula a formação de tecido calcificado nas áreas de trepanação radicular.

Os ingredientes ativos são as resinas de salicílico isobutil e salicílico Neopentil Glcol propano trimetil, e o óxido de cálcio.

**Características**

1. Radiopacidade maior que 300%
2. Baixa solubilidade nos fluidos teciduais
3. Homogeneização extremamente fácil
4. Tempo de trabalho prolongado no bloco para espátulação
5. Boa fluidez para facilitar a aplicação
6. De fácil aplicação com lençol ou gutta percha
7. Não mancha a estrutura do dente

**Cuidado:** A base e o catalisador devem ser pastas opacas. Caso haja a extrusão de um óleo transparente, desprese o produto, pois podem haver tempos de presa irregulares e comprometimento das propriedades. Verifique a data de validade do material na embalagem externa.

**Mistura:**

**Tuber:** Porções de base e catalisador, iguais em comprimento, devem ser misturadas por 15-20 segundos ou até que estejam completamente homogeneizadas. Não mude as proporções de mistura recomendadas. A espátulação deve ser feita com movimentos circulares, pressionando-se a espátula com firmeza. A mistura correta deve apresentar consistência uniforme, sem manchas e completamente homogênea.

**Seringa:** Retire a tampa da seringa. Sempre retire uma pequena quantidade de material da seringa antes do uso inicial. Coloque a ponta da auto-mistura na seringa. Gire a ponta de auto-mistura 90 graus para travá-la. Pressione o êmbolo para retirar o material diretamente na placa de vidro, bloco para espátulação ou no canal.

– O Sealapex polimeriza em aproximadamente 60 minutos, dentro do canal endodôntico a 37°C (98,6°F), e a 100% de umidade relativa com até 0,5 mm de espessura, sendo que, com camadas mais finas, a polimerização ocorre proporcionalmente mais depressa.

**Aplicação:**

As paredes do canal devem estar secas. O Sealapex deve ser levado ao canal com lençol, cone para obtrução endodôntica ou cones de papel absorvente. Os cones para obtrução podem ser passados na mistura de cimento, sendo colocados delicadamente na posição com a pinça clínica. Este material é compatível com a técnica de condicionamento ácido e com todos os materiais restauradores (compósito ou amalgama).

**Armazenamento**

Armazene em temperatura ambiente.

\* BEAVERS, R.A.: Wound Healing Following Intentional Root Perforations, IADR ABSTRACTS 62: No. HI, 1983.

**INFORMAÇÕES SOBRE A GARANTIA**

**LIMITAÇÃO DA RESPONSABILIDADE DA SYBROENDO**

As informações técnicas oferecidas pela SybronEndo, sejam verbais ou escritas, têm o objetivo de auxiliar os dentistas no uso dos produtos da empresa. Tais informações não programam a garantia limitada da SybronEndo, nem dispensam o dentista de controlar sua aplicação e os métodos previstos, no que diz respeito à aplicação dos produtos da SybronEndo. O dentista assume todo risco e responsabilidade por danos que possam ocorrer devido ao uso incorreto dos produtos da SybronEndo.

Em caso de haver algum defeito de material ou de fabricação, a responsabilidade da SybronEndo fica limitada à substituição do produto defeituoso ou de parte do mesmo, ou ao reembolso do custo real do produto defeituoso pelo período de um ano a partir da data de compra, sob apresentação do recibo (fatura original), a critério da SybronEndo. Esta garantia limitada só é válida mediante a devolução do produto defeituoso para a SybronEndo. A SybronEndo não será responsável por nenhum dano indireto, incidental ou resultante.

EXCETO CONFORME OS TERMOS EXPRESSOS ACIMA, A SYBROENDO NÃO CONCEDE GARANTIA EXPRESA OU IMPLÍCITA, INCLUINDO-SE GARANTIAS RELACIONADAS À DESCRIÇÃO, QUALIDADE OU ADEQUAÇÃO PARA UM PROPÓSITO ESPECÍFICO.

**NEDERLANDS**

**Sealapex™**

**Sealapex Xpress™ (doseringssysteem met twee sputten)**

**Wortelkanaalsealer**

**Gebruiksaanwijzing voor SybronEndo Sealapex**

Sealapex is een calciumhydroxide-wortelkanaalsealer. In studies is aangetoond dat dit materiaal de vorming van harde delen stimuleert bij de apex van een element dat endodontisch is behandeld en bovenaan de vorming van harde delen stimuleert op plaatsen van wortelperfatie.

Calciumoxide, trimethylolpropan-neopentyl-glycolsalicylaat-en isobutylsalicylaatharsen zijn actieve bestanddelen.

**Kenmerken**

1. Radiopaciteit is groter dan 300%
2. Lage oplosbaarheid in weefselvloeistoffen
3. Uiterst gemakkelijk te mengen
4. Lange werkzeit op het mengblaadje
5. Vloeit goed voor gemakkelijk aanbrengen
6. Gemakkelijk op te pakken met een lentulo-spiraal of guttaperchastifftje
7. Maakt geen vlekken op de tandstructuur

Let op: De basispasta en katalysatorpasta moeten opaak zijn. Gebruik het product niet als er heldere olie wordt uitgekeerd, omdat dit tot onbetrouwbare werkijzen en minder goede eigenschappen kan leiden. Controleer de houdbaarheidsdatum van het materiaal op de buitenverpakking.

# MTA

**PORTEGUES**

**INTRODUÇÃO**

MTA é um cimento endodontico composto de óxidos minerais na forma de finas partículas hidrofílicas. É indicado em casos de perfuração radicular (canal e furca) iatrogénica ou por lesão de cárie, perfuração radicular por reabsorção interna, retroobturação, proteção pulpar direta, pulpotaquia, apicigênese e apicificação. Nessa indicações, se comparado com outros materiais, apresenta inúmeras vantagens:

- Tamanho das partículas que permite uma completa hidratação durante a espalhulação e a obtenção das propriedades ideais do material.
- Baixa solubilidade e excelente capacidade de selamento marginal que impedem a migração de microrganismos e fluidos para o interior do canal radicular.
- Excelente vedamento biológico de perfurações radiculares (canal e furca) ao induzir a formação de cimento periradicular.
- Indução da formação de barreira dentinária quando aplicado sobre exposições pulpares.
- Utilização em meio úmido sem alteração das suas propriedades.

**COMPOSIÇÃO**

$\text{SiO}_2$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ,  $\text{SO}_4^{2-}$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MgO}$   
 Resíduos insolúveis de silice cristalina, óxido de cálcio e sulfatos de potássio e sódio.

**PROPRIEDADES**

• Tempo de presa: O MTA solidifica-se ao ser mantido em ambiente úmido após espalhulação com água. O tempo de presa inicial é de aproximadamente 10 minutos e o final de 15 minutos.  
 • Alcalinidade: Após espalhulação com água apresenta pH de valor 10 que em 3 horas se estabiliza em valor 12. Este pH alcalino se mantém por longo período e torna o meio impróprio para o crescimento bacteriano.  
 • Radiopacidade: Semelhante à da gutapercha. Mais radiopaco que dentina e osso.  
 • Resistência à compressão: 40 MPa após 24 horas e 65 MPa após 21 dias.  
 ① *Cargas oclusais não incidem diretamente sobre os locais de aplicação.*

**INSTRUÇÕES PARA ESPALHULAÇÃO E APLICAÇÃO**

1. Esterilize a placa de vidro, a espátula e os instrumentos para inserção e condensação do MTA.  
 2. Coloque o conteúdo de 1 sachê de MTA (ou de 1 pás dosadora) e 1 gota de água destilada sobre a placa de vidro.  
 3. Espalhe por 30 segundos até a mistura completa do pó com a água. O cimento obtido terá consistência arenosa, semelhante ao amálgama imediatamente após a trituração, porém mais úmido.  
 4. Leve o MTA ao local desejado com um porta-amálgama ou outro instrumento adequado.  
 5. Condense o MTA na cavidade preparada com instrumentos metálicos (condensadores de amálgama ou espátula 1) ou com a ponta de um cone de papel absorvente umedecido com água destilada.  
 ① **IMPORTANTE:** Em procedimentos de longa duração ou quando o MTA não é utilizado logo após a espalhulação, cubra-o com gaze úmida para evitar seu ressecamento. O MTA ressecado que volta à forma de pó não pode ser espalhulado novamente e reutilizado.

**INDICAÇÕES**

1. Tratamento de perfuração radicular (canal e furca) iatrogénica ou por lesão de cárie (figuras 1 e 2).  
 2. Tratamento via canal de perfuração radicular por reabsorção interna (figura 3).  
 3. Tratamento cirúrgico de perfuração radicular por reabsorção interna (figura 4).  
 4. Cirurgia parodontal com retroobturação (figura 5).  
 5. Proteção pulpar direta.  
 6. Pulpotaquia (remoção da porção coronária afetada da polpa para preservar a vitalidade e a função da polpa radicular remanescente) (fig. 6).  
 7. Apicigênese (indução do término da formação radicular em dentes permanentes vitais com polpa coronária inflamada).  
 8. Apicificação (indução da formação de barreira apical de tecido duro em dentes permanentes jovens, com raízes incompletamente formadas e polpa necrótica) (figura 7).

**ADVERTÊNCIAS/CONTRA-INDICAÇÕES**

• Use óculos de proteção, máscara e guantes al manipular o MTA. Em caso de contacto do produto com os olhos ou pele lave com água.  
 • Só abra o sachê ou frasco imediatamente antes do uso. O MTA é muito sensível à umidade.  
 • Não utilize o MTA para obtruir canais, pois, sua plasticidade e escoamento são inadequados para essa finalidade. É, em caso de reatravamento, sua remoção seria difícil.  
 • Não utilize o MTA em locais que estejam em contato com o sulco gingival, pois, ocorreria uma completa solubilização do cimento.  
 • Utilize o produto somente após controlar a fase aguda da doença endodôntica. A solidificação do MTA é alterada pelo pH ácido das lesões endodônticas e das suas áreas circundantes.  
 • Aplique o MTA com cuidado. Apesar de serem normalmente reabsorvidos, seus excessos podem dificultar a cicatrização.  
 ① **ATENÇÃO:** As informações contidas neste bula são embasadas em estudos científicos clínicos e laboratoriais. No entanto, o sucesso dos procedimentos com o MTA depende de um diagnóstico correto, da técnica operatória criteriosa, das condições do dente em tratamento e do quadro sistêmico do paciente. Este produto deve ser utilizado de acordo com as instruções desta bula.

**ESPAÑOL**

**INTRODUCCIÓN**

MTA es un cemento endodóntico compuesto de óxidos minerales en forma de partículas hidrofílicas. Está indicado en casos de perforación radicular (canal y furca) iatrogénica o por lesión de carie, perforación radicular por reabsorción interna, obturación retrógrada, protección pulpar directa, pulpotaquia, apicigénesis y apicificación. En estas indicaciones, si se compara con otros materiales, presenta

severas ventajas:

- Tamaño de las partículas que permite una completa hidratación durante la espaladura y la obtención de las propiedades ideales del material.
- Baja solubilidad y excelente capacidad de sellado marginal que impiden la migración de microorganismos y fluidos hacia el interior del canal radicular.
- Excelente estancamiento biológico de perforaciones radiculares (canal y furca) al inducir la formación de cemento periradicular.
- Inducción de la formación de barrera dentinaria cuando se aplica sobre exposiciones pulpares.
- Utilización en medio húmedo sin alteración de sus propiedades.

**COMPOSICIÓN**

$\text{SiO}_2$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ,  $\text{SO}_4^{2-}$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MgO}$   
 Residuos insolubles de sílice cristalina, óxido de calcio y sulfatos de potasio y sodio.

**PROPIEDADES**

• Tiempo de demora del fragrado: El MTA se solidifica al mantenerse en ambiente húmedo después de la espaladura con agua. El tiempo de cura inicial es de aproximadamente 10 minutos y el final de 15 minutos.  
 • Alcalinidad: Después de la espaladura con agua presenta pH de valor 10 que en 3 horas se estabiliza en valor 12. Este pH alcalino se mantiene por largo período y torna el medio imprópicio para el crecimiento bacteriano.  
 • Radiopacidad: Semejante a la de la gutapercha. Más radiopaco que dentina y hueso.  
 • Resistencia a la compresión: 40 MPa después de 24 horas y 65 MPa después de 21 días.  
 ① *Cargas oclusales no inciden directamente sobre los lugares de aplicación.*

**INSTRUCCIONES PARA ESPALADURA Y APLICACIÓN**

1. Estérilice la placa de vidrio, la espátula y los instrumentos para inserción y condensación del MTA.  
 2. Coloque el contenido de 1 sobre de MTA (o una cuchara de polvo) y una gota de agua destilada sobre la placa de vidrio.  
 3. Espaladur durante 30 segundos hasta que el polvo se mezcle completamente con el agua. El cemento obtenido tendrá consistencia arenosa, semejante a la amalgama después de la trituración, aunque más húmedo.  
 4. Lleve el MTA al lugar deseado con un porta-amalgama u otro instrumento adecuado.  
 5. Condense el MTA en la cavidad preparada con instrumentos metálicos (condensadores de amalgama o espátula 1) o con la punta de un cono de papel absorbente humedecido con agua destilada.  
 ① **IMPORTANTE:** En procedimientos de larga duración o cuando el MTA no se utilice luego después de la espaladura, cubralo con gasa húmeda para evitar que se resqueje. El MTA ressecado que vuelve a la forma de polvo no se puede espaldar nuevamente y reutilizarlo.

**INDICACIONES**

1. Tratamiento de perforación radicular (canal y furca) iatrogénica o por lesión de carie (figuras 1 y 2).  
 2. Tratamiento vía canal de perforación radicular por reabsorción interna (figura 3).  
 3. Tratamiento quirúrgico de perforación radicular por reabsorción interna (figura 4).  
 4. Cirugía parodontal con retroobturación (figura 5).  
 5. Protección pulpar directa.  
 6. Pulpotaquia (remoción de la porción coronaria afectada de la pulpa para preservar la vitalidad y la función de la pulpa radicular remanente) (fig. 6).  
 7. Apicigénesis (inducción del término de la formación radicular en dientes permanentes vitales con pulpa coronaria inflamada).  
 8. Apicificación (inducción de la formación de barrera apical de tejido duro en dientes permanentes jóvenes, con raíces formadas no completamente y pulpa necrótica) (fig. 7).

**ADVERTENCIAS/CONTRA-INDICACIONES**

• Use gafas de protección, máscara y guantes al manipular el MTA. En caso de contacto del producto con los ojos o con la piel lave con agua.  
 • Solo abra el sobre o frasco inmediatamente antes del uso. El MTA es muy sensible a la humedad.  
 • No utilice el MTA para obtruir canales, pues su plasticidad y escurrimiento son inadecuados para esta finalidad. Además en caso de reatravamiento, su remoción sería difícil.  
 • No utilice el MTA en lugares que estén en contacto con el surco gingival, pues ocurriría una completa solubilización del cemento.  
 • Utilice el producto solamente después de controlar la fase aguda de la enfermedad endodóntica. La solidificación del MTA es alterada por el pH ácido de las lesiones endodónticas y de sus áreas circundantes.  
 • Aplique MTA con cuidado. A pesar de ser normalmente reabsorbido, el exceso puede dificultar la cicatrización.  
 ① **ATENCIÓN:** Las informaciones contenidas en este folleto se basan en estudios científicos clínicos y de laboratorio. Sin embargo, el éxito de los procedimientos con el MTA depende de un diagnóstico correcto, de la técnica operatoria cuidadosa, de las condiciones del diente en tratamiento y del cuadro sistémico del paciente. Este producto debe utilizarse de acuerdo con las instrucciones de este folleto.

**ENGLISH**

**INTRODUCTION**

White MTA is an endodontic cement composed of several mineral oxides. It is constituted by thin hydrophilic particles. It is indicated in cases of root canal lateral and furcation perforations, internal resorption, reverse root filling, pulp capping, pulpotomy, apification, and apicogenesis. White MTA presents several advantages when compared to other products, such as:

- Particle size which allows complete wetting during mixing.
- Excellent marginal sealing, avoids bacterial migration and penetration of tissue fluids in the root canal.
- Biological enclosing of root canal and furcation perforations through induction of periradicular cement formation.
- Promotes the formation of a dentin bridge when used in pulp capping.
- Unlike other cements, which demand a completely dry field, White MTA is indicated when moisture