

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO ENDODONTIA

**ANÁLISE DA INTERFACE CIMENTO-DENTINA APÓS A  
IMPLANTAÇÃO, EM SUBCUTÂNEO DE RATOS, DE TUBOS  
DE DENTINA PREENCHIDOS COM OS CIMENTOS MTA  
BRANCO, MTA BIO E PORTLAND BRANCO.**

**Dissertação de Mestrado**

Luonothar Antunes Schmitt Dreger

Florianópolis

2011



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO ENDODONTIA

Luonothar Antunes Schmitt Dreger

**ANÁLISE DA INTERFACE CIMENTO-DENTINA APÓS A  
IMPLANTAÇÃO, EM SUBCUTÂNEO DE RATOS, DE TUBOS  
DE DENTINA PREENCHIDOS COM OS CIMENTOS MTA  
BRANCO, MTA BIO E PORTLAND BRANCO.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Endodontia.

Orientador: Profa. Dra. Mara Cristina Santos Felipe.

Florianópolis

2011

Catálogo na fonte elaborada pela biblioteca da  
Universidade Federal de Santa Catarina

D771a Dreger, Luonothar Antunes Schmitt

Análise da interface cimento-dentina após a implantação,  
em subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os  
cimentos MTA branco, MTA BIO e Portland branco [dissertação] /  
Luonothar Antunes Schmitt Dreger ; orientadora, Mara Cristina  
Santos Felipe. - Florianópolis, SC, 2011.

90 p.: il., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-  
Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Rato como animal de laboratório. 3.  
Cimentos dentários. 4. Apatita. 5. Tecido conjuntivo –  
Calcificação. 6. Cimento portland. I. Felipe, Mara Cristina  
Santos. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa  
de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314

À Deus, que me ilumina me acompanha em todos os  
momentos da minha jornada.

À minha filha Valquíria, que me inspira e me  
motiva a seguir em frente

Ao meu irmão Stefan, a quem muito amo

Aos meus Pais, Nelci e Moacir, por  
permanecerem ao meu lado em  
todas as minhas decisões.

“Com muito amor e gratidão dedico este trabalho a vocês,  
pessoas mais importantes da minha vida”



## *Agradecimentos Especiais*

*À minha orientadora, **Profa. Mara Cristina Santos Felipe**, pelos ensinamentos, auxílio e confiança depositada durante toda a realização deste trabalho. Pelo exemplo de conhecimento, competência, dedicação e força.*

*Ao meu co-orientador **Prof. Wilson Tadeu Felipe**, pelas sugestões valiosas que contribuíram significativamente para o desenvolvimento do trabalho.*

*Ao **Prof. Eduardo Antunes Bortoluzzi** pelo auxílio, estímulo e apoio durante a realização da pesquisa. Pela convivência e amizade importantes para meu crescimento profissional e pessoal.*

*Ao **Prof. Adair Roberto Soares dos Santos**, por disponibilizar o espaço físico para o acondicionamento e manutenção dos animais. Pela disponibilidade, oportunidade e confiança em mim depositadas. És exemplo de competência e humildade. Obrigada pelo privilégio de sua amizade.*

*À minha querida colega **Profa. Jessie Fabíola Reyes Carmona** pelo auxílio especial dedicado à pesquisa. És exemplo para todos nós pela garra, coragem, maturidade e competência. Além de mãe dedicadíssima. Te adoro! Muito obrigada!*

*Sou outra pessoa. Graças a todos vocês. Muito obrigada pelo auxílio no meu desenvolvimento profissional e pessoal.*

## *Agradecimentos*

*À Beatriz Mendes Souza, minha querida amiga, obrigada pelas conversas, pelo apoio prestado nos momentos de dúvidas e incertezas. Pelo incentivo, disponibilidade e auxílio, sempre que necessário. Admiro teu esforço e coragem.*

*À Patrícia Vígano, pelos "cafés" com conselhos e desabafos. Pela sua presença sempre que eu precisava. Obrigada pela sua amizade.*

*À Caroline A. Martins pelo coleguismo, auxílio, e amizade sincera. Foi um prazer conviver contigo durante o tempo em que estivemos juntas. Sinto muita saudade.*

*À Ana Maria H. Alves, pelo incentivo, amizade, conversas e sinceridade. Pela convivência e diversão nesse tempo todo que convivemos.*

*À Maria Helena Pozzobon pela amizade e convivência de tanto tempo. Pela sua disponibilidade e amabilidade, preocupação e doçura.*

*À Cleonice da Silveira Teixeira pela amizade e disponibilidade. És um exemplo de esforço e competência.*

*Aos meus queridos Sérgio, Jackeline e Marly pela amizade e ajuda nesses tantos anos de convívio.*

*À UFSC e a todos os professores e funcionários da disciplina de Endodontia, pela atenção, ajuda e convívio que contribuíram para minha formação.*

*Ao professor Sérgio F. Torres de Freitas pela disponibilidade e ajuda na análise estatística.*

*À professora Liene Campos pela orientação na elaboração das normas que regem um trabalho científico.*

*Às mestrandas Cláudia, Gabriela, Maybell, Joseane e Luciane pelo convívio com momentos muito divertidos.*

*À Keyla, Misleine, Deise e Luciano pelo auxílio valioso na microscopia eletrônica.*

*Ao Denyo pelo auxílio dispensado na parte química da pesquisa.*

*À minha querida babá Kátia Huzian pelo amor dedicado à Valquíria nos meus momentos de ausência.*

*Ao Eduardo Reckziegel pelo apoio e dedicação a nossa filha Valquíria.*

*A todos os meus amigos e amigas que me confortaram nos momentos de dúvidas e incertezas.*

*E a todos que de alguma forma colaboraram na minha formação e realização deste trabalho.*

*Muito Obrigada!!!*



*“Se um dia você tiver que escolher entre o mundo e o amor, lembre-se:  
Se escolher o mundo, ficará sem amor, mas se escolher  
o amor, ele conquistará o mundo”*

**Albert Einstein**



**DREGER L.A.S. Análise da interface cimento-dentina implantação, em subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland Branco.** 2011. 90f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## **RESUMO**

O agregado de trióxido mineral (MTA) tem se mostrado bioativo por sua capacidade de produzir apatita carbonatada biologicamente compatível. O propósito deste estudo foi avaliar a ocorrência de deposição mineral na interface cimento-dentina e nos túbulos dentinários, após a implantação, em tecido subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco, com (CP1) e sem (CP2) cloreto de cálcio. Tubos de dentina foram confeccionados a partir de 72 dentes humanos unirradiculados e preenchidos com os diferentes cimentos. Em seguida foram implantados no tecido subcutâneo de 18 ratos em 4 sítios equidistantes da região dorsal. Os animais foram divididos em 3 grupos de 6, conforme o período da eutanásia (30, 60, e 90 dias). Como grupo-controle foram utilizados 6 tubos de dentina vazios, implantados em ratos de um estudo piloto. Após a eutanásia, as amostras foram preparadas e a interface material-dentina foi avaliada em microscópio eletrônico de varredura em diferentes aumentos (500 a 2000x). Nos períodos de 30 e 60 dias, a deposição mineral na interface (intercamada) e no interior dos túbulos dentinários foi mais detectada nos tubos preenchidos com MTA Branco e MTA BIO do que nos preenchidos

com CP1 e CP2. No período de 90 dias foi constatada a presença da intercamada e a deposição mineral intratubular em todas as amostras, exceto em 3 e em 1 das preenchidas com CP2, respectivamente. Os cimentos MTA BIO, MTA Branco, CP1 e CP2 são bioativos, ou seja, dissolveram componentes iônicos capazes de estimular a deposição mineral nos tubos implantados no tecido conjuntivo subcutâneo de ratos. O MTA BIO e o MTA Branco mostraram-se mais efetivos na indução do processo de biomineralização quando comparados aos cimentos Portland, principalmente nos períodos de 30 e 60 dias.

Palavras-chave: Agregado de trióxido mineral. Apatita carbonatada. Bioatividade. Biomineralização. Cimento Portland.

**DREGER L.A.S. Analysis of the cement-dentin interface after the implantation, in the subcutaneous tissue of rats, of dentin tubes filled with MTA Branco, MTA BIO and white Portland cements.** 2011. 90f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

### **ABSTRACT**

Mineral trioxide aggregate (MTA) has been shown to be bioactive because of its ability to produce biologically compatible carbonated apatite. This study analyzed the interaction of MTA and white Portland cement with dentin *in vivo*. Seventy-two human dentin tubes were filled with MTA Branco, MTA BIO and white Portland cement, with (CP1) or without (CP2) calcium chloride, and implanted subcutaneously in 18 rats at four sites equidistant from the dorsal area. After 30, 60 and 90 days, the animals were euthanized and the dentin tubes retrieved for scanning electron microscope (SEM) analysis. Empty dentin tubes, implanted in rats of a pilot study, were used as control. In the periods of 30 and 60 days, the mineral deposition in the material-dentin interface (interfacial layer) and in the interior of dentinal tubules was more detected in tubes filled with MTA Branco and MTA BIO than in those filled with CP1 and CP2. After 90 days, the interfacial layer and intratubular mineral deposition were detected in all tubes, except for 3 and 1 of the tubes filled with CP2, respectively. It was concluded that all the cements tested were bioactive. The cements released some of their components in the tissue capable of stimulating mineral deposition in the cement-dentin interface and in the interior of the dentinal tubules. MTA BIO and MTA Branco were more effective to promote the

biomineralization process than Portland cements, mainly after 30 and 60 days.

Keywords: Bioactivity. Biomineralization. Carbonated apatite. Mineral trioxide aggregate. Portland cement.

## SUMÁRIO

<b>1INTRODUÇÃO</b> .....	<b>23</b>
1.1 APRESENTAÇÃO, COMPOSIÇÃO E MANIPULAÇÃO.....	23
1.2 PROPRIEDADES BIOLÓGICAS E FÍSICO-QUÍMICAS .....	27
1.3 INTERAÇÃO MTA/DENTINA APÓS CONTATO COM TAMPÃO FOSFATO (PBS).....	29
<b>2 ARTIGO</b> .....	<b>39</b>
<b>Análise da interface cimento-dentina após a implantação, em subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco</b>	
<b>2.1 Introdução</b> .....	<b>45</b>
<b>2.2 Material E Métodos</b> .....	<b>46</b>
<i>Obtenção e preparo dos tubos de dentina</i> .....	<i>47</i>
<i>Intervenção cirúrgica – implantação</i> .....	<i>47</i>
<i>Processamento para MEV</i> .....	<i>48</i>
<i>Análise da interface cimento-dentina</i> .....	<i>49</i>
<b>2.3 Resultados</b> .....	<b>49</b>
<i>Interface cimento-dentina</i> .....	<i>49</i>
<i>Deposição mineral intratubular</i> .....	<i>51</i>
<b>2.4 Discussão</b> .....	<b>52</b>
<b>Referências</b> .....	<b>58</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>65</b>
<b>APÊNDICES</b>	
A-FIGURAS.....	75
<b>ANEXOS</b>	
A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS - UFSC .....	87
B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS – UFSC .....	89



# INTRODUÇÃO



## 1 INTRODUÇÃO

O agregado de trióxido mineral (MTA) foi citado na literatura pela primeira vez em 1993 por Lee, Monsef e Torabinejad. Surgiu como material experimental no início dos anos 90 para selar comunicações entre a cavidade pulpar e o periodonto, principalmente em perfurações radiculares (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993). Após ter sido aprovado em 1998 pela “U.S. Food and Drugs Administration” (SCHWARTZ et al., 1999), gradualmente foi ganhando outras indicações como: capeamento pulpar (PITT FORD et al., 1996), pulpotomia (HOLLAND et al., 2001b; MENEZES et al., 2004), preenchimento de áreas de reabsorção externa e interna (SCHWARTZ et al., 1999), material retro-obturador (TORABINEJAD et al., 1994), tampão apical em dentes com rizogênese incompleta (TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; FELIPPE; FELIPPE; ROCHA, 2006), selamento cervical prévio ao clareamento (TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; MAH et al., 2003), obturação do canal radicular (TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; HOLLAND et al., 1999b), inclusive na presença de fratura radicular (BRAMANTE et al., 2006), e como reforço radicular em dentes com rizogênese incompleta (ANDREASEN; MUNKSGAARD; BAKLAND, 2006).

O MTA é considerado um material biocompatível (TORABINEJAD et al., 1995b; PARIROKH; TORABINEJAD, 2010b). Quando utilizado junto à polpa e ligamento periodontal, mostrou ser superior a outros materiais em procedimentos que visavam o reparo (PITT FORD et al., 1995; TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; HOLLAND et al., 2001a).

### 1.1 APRESENTAÇÃO, COMPOSIÇÃO E MANIPULAÇÃO

O MTA é um pó hidrofílico composto basicamente por silicato tricálcico, óxido tricálcico, óxido de silicato e aluminato tricálcico (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993). O óxido de bismuto foi adicionado ao agregado para lhe conferir radiopacidade (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993). O ProRoot<sup>TM</sup> (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, USA), de coloração cinza, foi o primeiro MTA a ser lançado no mercado americano, em 1999. Em 2002, a mesma empresa lançou o ProRoot<sup>®</sup> MTA, de cor branca. Em 2003, a empresa Angelus Soluções Odontológicas (Londrina, PR, Brasil) lançou, no Brasil, o MTA Angelus de cor cinza e, em 2004, lançou o MTA Branco. Comparando a composição dos dois cimentos (branco e cinza), Asgary

et al. (2006) afirmaram que o MTA cinza tem maior concentração de íons alumínio, magnésio e ferro, e que suas partículas são aproximadamente 8 vezes maiores do que as do MTA branco. Conforme Camilleri et al. (2005), a principal diferença entre esses produtos é a presença da fase aluminoferrita no MTA cinza, responsável pela sua coloração. O MTA BIO, produzido pela Angelus e que ainda se encontra em fase experimental, é isento de substâncias tóxicas, principalmente o arsênico (DE DEUS et al., 2007), e possui as mesmas indicações do MTA Branco.

A manipulação do pó com água destilada forma um gel coloidal que nas primeiras apresentações se solidificava num período de 3 a 4h (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993; TORABINEJAD; WATSON; PITT FORD, 1993). Atualmente, encontramos disponível o MTA Branco que, segundo o fabricante (Angelus Soluções Odontológicas), alcança a presa em 15 min. Para qualquer das apresentações comerciais, a proporção pó/líquido indicada é de 3:1, mas pode-se acrescentar um pouco mais de água destilada quando a mistura se mostrar seca devido à desidratação causada pelo contato com o ar.

A hidratação do pó resulta na formação de hidróxido de cálcio, seguida pela liberação de íons hidroxila e cálcio (DUARTE et al., 2003; FRIDLAND; ROSADO, 2003; SANTOS et al., 2005; BORTOLUZZI et al., 2006b). Em relação ao pH e à liberação de íons cálcio desses cimentos, os dados presentes na literatura não são conclusivos. Em um estudo desenvolvido por Torabinejad et al. (1995b), o MTA alcançou um pH imediato de 10,2, elevando-se para 12,5 após 3h. Posteriormente, o pH permaneceu constante durante todo o período experimental ( $\pm 22$  dias). Estudando o ProRoot<sup>®</sup> MTA e o MTA Angelus, Duarte et al. (2003) verificaram que nas primeiras 3h os valores de pH e de íons cálcio foram elevados (9,4 e 1,5mg/dl, respectivamente). Enquanto o pH se manteve constante até 7 dias, a liberação de cálcio diminuiu, passando para 0,92mg/dl. Utilizando os mesmos cimentos, Bortoluzzi et al. (2006b) verificaram um pH imediato de 9,6 que aumentou para 11 em 60 min, permanecendo nesse valor no período de 24h. Enquanto o ProRoot<sup>®</sup> MTA aumentou a liberação de cálcio durante o período experimental, o MTA Branco diminuiu em 60 min, e depois aumentou no período de 24h. Usando um tempo experimental mais longo, Reyes-Carmona; Felipe; Felipe (2009) observaram que o ProRoot<sup>®</sup> MTA, o MTA Branco e o MTA BIO apresentaram, em 5 dias, os mais altos valores de pH (9,4 a 11,0). Em 15 dias, o pH diminuiu em todas as amostras, permanecendo relativamente estável, em torno de 7,0, após 25 e 35 dias. Nos primeiros 5 dias, a liberação de cálcio foi mais acentuada

no MTA BIO (36,39mg/L) e no ProRoot<sup>®</sup>MTA (20,08mg/L), seguidos pelos MTA Branco (16,45mg/L), cimento Portland com óxido de bismuto (15,40mg/L) e cimento Portland com óxido de bismuto e cloreto de cálcio (15,92mg/L). A partir do décimo quinto dia, os valores diminuíram gradativamente, e permaneceram estáveis até o fim do experimento (35 dias). Estudando a solubilidade do ProRoot<sup>TM</sup> por um período de 78 dias, Fridland e Rosado (2005) observaram que o pH se manteve acima de 11,5 durante todo o período. A liberação de cálcio, maior nas primeiras 24h, diminuiu levemente e tornou a aumentar no restante do período experimental. Os autores atribuíram os altos valores de pH à constante liberação de hidróxido de cálcio pelo MTA.

As características físico-químicas do MTA dependem do tamanho das partículas do cimento e da espessura empregada, da proporção pó/líquido, da temperatura e da presença de água (TORABINEJAD; WATSON; PITT FORD, 1993). Como o material tem natureza hidrofílica, a umidade existente nos tecidos age como ativadora da reação química de presa. Assim, não há contraindicação em utilizá-lo na presença de sangue ou outro tipo de umidade, pois ele é resistente à dissolução ou decomposição (TORABINEJAD et al., 1994; ROY; JEANSONNE; GERRETS, 2001). Porém, conforme Fridland e Rosado (2003), o grau de solubilidade e porosidade do cimento aumenta à medida que se acrescenta água à mistura e, segundo Lee et al. (2004), a adição excessiva de água ou a aplicação em ambientes com o pH ácido (pH 5,0) podem reduzir a resistência do material.

Após 24h da manipulação, o cimento forma uma estrutura dura, com resistência a compressão de aproximadamente 40 MPa, que aumenta para 67 MPa em 21 dias (TORABINEJAD et al., 1995c). Endurecido, o MTA é formado por pequenos cristais de aparência granular envolvidos por uma estrutura amorfa (TORABINEJAD et al., 1995c). Visto ao microscópio, se observa, principalmente, cristais de forma cúbica. Em menor quantidade e ocupando os espaços entre os cristais cúbicos, encontram-se os de forma agulhada (LEE et al., 2004). Os dois tipos de cristais possuem, em média, 87% de cálcio, 2,47% de sílica, e 10,53% de oxigênio (TORABINEJAD et al., 1995c). Alguns autores demonstraram que após a imersão do MTA em solução fosfato tamponada (PBS), solução sintetizada para simular o fluido tissular, forma-se uma estrutura amorfa (TAY et al., 2007), com cristais compostos basicamente por fosfato de cálcio, com 33% de cálcio, 49% de fosfato, 2% de carbono, 3% de cloreto, e 6% de sílica (TORABINEJAD et al., 1995c).

Nas suas versões iniciais, o MTA apresentava algumas desvantagens. Seu longo tempo de presa favorecia sua solubilidade, desintegração e, até mesmo, seu deslocamento da cavidade retrógrada (KOGAN; HE; GLICKMAN, 2006). Sua consistência arenosa dificultava a inserção do material nos sítios necessários, como por exemplo, nas cavidades retrógradas ou em áreas de perfurações (LEE et al., 2004; KOGAN; HE; GLICKMAN, 2006). Além disso, o MTA é um material de custo relativamente alto (SAIDON et al., 2003; MENEZES et al., 2004).

Essas desvantagens levaram alguns autores a pesquisar o cimento Portland como material alternativo (ESTRELA et al., 2000; FUNTEAS; WALLACE; FOCHTMAN, 2003; ISLAM; CHNG; YAP, 2006a,b). Estudando o MTA cinza (Dentsply), alguns autores confirmaram a informação fornecida pelo fabricante de que a sua composição é semelhante a do cimento Portland (ESTRELA et al., 2000; FUNTEAS; WALLACE; FOCHTMAN, 2003; ISLAM; CHNG; YAP, 2006a,b). Dos 15 elementos testados, 14 se mostraram idênticos, em parte por milhão e peso (FUNTEAS; WALLACE; FOCHTMAN, 2003), exceto pela presença de óxido de bismuto no MTA (FUNTEAS; WALLACE; FOCHTMAN, 2003; ASGARY et al., 2004; CAMILLERI et al., 2005), adicionado para lhe conferir radiopacidade. Em virtude dessa semelhança, alguns autores têm sugerido a substituição do MTA pelo cimento Portland (SAIDON et al., 2003; MENEZES et al., 2004; RIBEIRO et al., 2005; DE DEUS; COUTINHO FILHO, 2007; DE DEUS et al., 2007). Entretanto, Dammaschke et al. (2005) compararam os dois cimentos e verificaram que o MTA possui cristais mais homogêneos e de menor tamanho do que o cimento Portland, o que lhe confere melhores propriedades físicas. Embora esses autores e Danesh et al. (2006) tenham concluído que os dois materiais são similares, questionaram a substituição do MTA pelo cimento Portland como sugerido pelos autores anteriormente citados (SAIDON et al., 2003; MENEZES et al., 2004; RIBEIRO et al., 2005; DE DEUS; COUTINHO FILHO, 2007; DE DEUS et al., 2007).

Ainda com o objetivo de diminuir o custo, o tempo de presa e melhorar suas características físicas, alguns investigadores pesquisaram o efeito da adição do cloreto de cálcio ao MTA (ABDULLAH et al., 2002; KOGAN; HE; GLICKMAN, 2006; BORTOLUZZI et al., 2006a,b; BORTOLUZZI et al., 2009) e ao cimento Portland (ABDULLAH et al., 2002; BORTOLUZZI et al., 2006a,b; BORTOLUZZI et al., 2009). O cloreto de cálcio é um dos aditivos usados na fabricação de concretos, argamassas e caldas de cimento a fim

de modificar certas propriedades do material fresco ou endurecido, tornando-o mais fácil de manusear e incrementando sua resistência diante das solicitações físico-químicas. O cloreto de cálcio diminui o tempo de presa do cimento Portland e melhora suas propriedades físico-químicas. O uso desse tipo de aditivo está indicado quando o concreto é solicitado em curto prazo. Além de acelerar o início e o fim da presa do cimento, reduz a água de amassamento e permite ao concreto resistir, mesmo em baixas idades, às pressões hidrostáticas, evitando o carreamento da pasta de cimento por água corrente (MANUAL TÉCNICO VEDACIT, 2003).

Quando usado nas concentrações de 10% a 15% (ABDULLAH et al., 2002), de 5% (KOGAN; HE; GLICKMAN, 2006) e de 10% (BORTOLUZZI et al., 2006 a,b; BORTOLUZZI et al., 2009) o cloreto de cálcio reduziu o tempo de presa (ABDULLAH et al., 2002; KOGAN; HE; GLICKMAN, 2006; BORTOLUZZI et al., 2009), aumentou a capacidade seladora (BORTOLUZZI et al., 2006a) e aumentou a liberação de íons hidroxila e cálcio (BORTOLUZZI et al., 2006b) dos materiais. Bortoluzzi et al. (2009) perceberam que os cimentos sem cloreto de cálcio apresentaram maior solubilidade do que os sem o aditivo. De acordo com Ramachandran et al. (1984), a adição do cloreto de cálcio a esses tipos de cimentos pode, também, alterar a composição química, a área de superfície e as características dos poros, o que pode aumentar a resistência à compressão e diminuir a permeabilidade do material.

## 1.2 PROPRIEDADES BIOLÓGICAS E FÍSICO-QUÍMICAS

Quando em contato com a polpa, o MTA induz a formação de dentina reparadora (TZIAFAS et al., 2002) que culmina com a formação de barreiras de tecido mineralizado mais espessas e completas do que as formadas em contato com o hidróxido de cálcio (FARACO; HOLLAND, 2001).

Quando em contato com os tecidos periradiculares, estimula a neoformação de tecido ósseo e cementário, o restabelecimento do ligamento periodontal (TORABINEJAD et al., 1997; ECONOMIDES et al., 2003; FELIPPE; FELIPPE; ROCHA, 2006), e a aderência, crescimento e proliferação celular em sua superfície (KOH et al., 1998; THOMSON et al., 2003), propiciando condições favoráveis ao reparo. Além disso, o MTA se caracteriza por não possuir ação mutagênica (KETTERING; TORABINEJAD, 1995), causar leve inflamação (TORABINEJAD et al., 1995d; TORABINEJAD et al., 1997;

TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; MORETTON et al., 2000), aumentar a produção de interleucinas (KOH et al., 1998), e os níveis de fosfatase alcalina (BONSON; JEANSONNE; LALLIER, 2004). O MTA é considerado um cimento osteo-cimento-condutivo (MORETTON et al., 2000; THOMSON et al., 2003).

Utilizando o MTA como material retro-obturador em dentes de cães, Economides et al. (2003) perceberam neoformação óssea em todos os espécimes após o período de 2 semanas. Os autores sugeriram que o efeito estimulador do MTA sobre a atividade bio-sintética das células periradiculares resulta num rápido crescimento do ligamento periodontal, devido à alta capacidade regenerativa dos fibroblastos. Observaram, também, que a formação de tecido duro pareceu ocorrer progressivamente da periferia das paredes radiculares (da cavidade) em direção ao centro do MTA. Os autores concluíram que o MTA é biocompatível quando utilizado em retro-obturações, estimulando o reparo dos tecidos periapicais.

Felippe; Felippe; Rocha (2006) avaliaram, em cães, o efeito do MTA sobre os processos de apicificação e de reparo periapical e concluíram que a aplicação do MTA, logo após o preparo do canal, favoreceu a neoformação óssea e cementária e o restabelecimento do ligamento periodontal. O MTA atuou de forma semelhante ao hidróxido de cálcio, mesmo na presença de exsudação e contaminação, promovendo a desinfecção do canal e estimulando a formação de barreira apical de tecido duro, que culminou com a apicificação.

Em relação ao efeito antimicrobiano, diversos estudos têm mostrado que o MTA é bactericida ou bacteriostático sobre alguns tipos microbianos (TORABINEJAD et al. 1995c; ESTRELA et al., 2000). Torabinejad et al. (1995c) relataram que esse efeito está relacionado ao alto pH e substâncias liberadas pelo MTA no meio de cultura. Em uma revisão de literatura recentemente publicada, Parirokh e Torabinejad (2010a) relataram que existe muita controvérsia sobre o efeito antimicrobiano e antifúngico dos diferentes tipos de MTAs, sendo que a maioria dos autores relata limitado efeito sobre alguns tipos de bactérias aeróbias, sobre algumas facultativas, sobre fungos e pouca ou nenhuma atividade sobre as anaeróbias.

O selamento marginal é de extrema importância para os mais variados procedimentos endodônticos. O MTA é um material de natureza hidrofílica, o que permite utilizá-lo em ambientes com presença de umidade (TORABINEJAD et al., 1994). Inclusive, a presença de umidade no momento da aplicação traz a vantagem de melhorar ainda mais a sua adaptação marginal (SLUYK; MOON; HARTWELL, 1998).

Estudos realizados com infiltração de corantes (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993), de bactérias (TORABINEJAD et al., 1995a), de endotoxinas (TANG; TORABINEJAD; KETTERING, 2002) ou de saliva (AL-HEZAIMI et al., 2005) mostraram que, apesar de permitir algum grau de infiltração, o MTA possui boa capacidade seladora. Outros estudos mostraram que o bom selamento se manteve mesmo na presença de sangue (TORABINEJAD et al., 1994), umidade (SLUYK; MOON; HARTWELL, 1998), ou de um pH ácido (5,0) (ROY; JEANSONNE; GERRETS, 2001). Também foi observado que o selamento promovido pelo MTA melhora com o passar do tempo (WU; KONTAKIOTIS; WESSELINK, 1998), e que está na dependência da técnica de colocação do material (HACHMEISTER et al., 2002; MARTIN et al., 2007) e da espessura utilizada (VALOIS; COSTA, 2004).

Durante muito tempo acreditou-se que o bom selamento fornecido pelo MTA estava relacionado à ligeira expansão que ele sofre após a presa (TORABINEJAD et al., 1995a), o que lhe permitiria uma melhor adaptação às paredes dentinárias (SLUYK; MOON; HARTWELL, 1998). Porém, em estudos mais recentes sobre a interação do MTA com a dentina após o contato com PBS (SARKAR et al., 2005; BOZEMAN; LEMON; ELEAZER, 2006; TAY et al., 2007; REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2009; REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2010a,b; REYES-CARMONA et al., 2010) ou com solução salina balanceada de Hank (HBSS) (CAMILLERI et al., 2010) foi verificada a formação de precipitados minerais que deram origem a cristais com formas variadas na superfície dos MTAs estudados. Esses cristais preenchem os microespaços entre o MTA e a parede de dentina, formando uma intercamada com adesão química às duas superfícies (SARKAR et al., 2005; BOZEMAN; LEMON; ELEAZER, 2006; REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2009), o que parece aumentar a força de união entre o MTA e a dentina (REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2010a).

### 1.3 INTERAÇÃO MTA/DENTINA APÓS CONTATO COM TAMPÃO FOSFATO (PBS)

O MTA é um cimento que libera componentes iônicos capazes de interferir nas atividades enzimáticas e estimular a adesão, o crescimento, a proliferação celular e a produção de matriz mineralizada (PITT FORD et al., 1995). Dessa forma, é considerado um material

bioativo (SARKAR et al., 2005; REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2009; REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2010a).

Uma discussão perceptível nos estudos que abordam as características químicas dos cristais resultantes da interação MTA/dentina é com relação ao tipo de precipitados formados. Observando a reação do tecido subcutâneo de ratos frente à implantação de tubos de dentina preenchidos com MTA e hidróxido de cálcio, Holland et al. (1999a) encontraram a formação de cristais que acreditaram ser resultado da interação de íons cálcio dos materiais com o dióxido de carbono dos tecidos. Granulações Von Kossa positivas e birrefringentes à luz polarizada, denominadas de calcita, foram detectadas no interior dos túbulos dentinários e à entrada dos tubos de dentina contendo os 2 materiais. Também houve deposição similar de tecido duro próximo a entrada dos tubos de dentina contendo MTA e hidróxido de cálcio, demonstrando que os 2 materiais têm comportamento semelhante no meio biológico.

Sarkar et al. (2005) realizaram um estudo com o intuito de analisar a interação do MTA com a dentina após o contato com PBS. Decorridas 1 ou 2h, formaram-se precipitados de cor branca na superfície do cimento. A análise da solução coletada após 3 dias mostrou a presença de íons cálcio em maior proporção, seguida pela presença de sílica, ferro, alumínio e magnésio. A microanálise por energia dispersiva (EDX) dos precipitados formados na superfície do cimento após 2 semanas de contato mostrou a presença de oxigênio, cálcio e fósforo, composição química similar à hidroxiapatita. Em menores proporções, foram observados traços de bismuto, sílica e alumínio. Na segunda parte do estudo, a análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV) de terços apicais de dentes humanos, cujos canais foram modelados e preenchidos com MTA, revelou a presença de uma camada mineral entre o cimento e a dentina, basicamente composta por cálcio, fósforo e oxigênio. Os autores sugeriram que os íons cálcio, liberados pelo cimento, reagem com os íons fosfato provenientes do PBS formando cristais de hidroxiapatita. Esses cristais preenchem os espaços microscópicos entre o MTA e a dentina. Com o tempo, essa adesão torna-se química, formando uma intercâmara entre o agregado e a dentina. Concluíram que essa interação química seria a responsável pelo bom desempenho do material em relação ao selamento, biocompatibilidade e atividade dentinogênica.

No ano seguinte, Bozeman; Lemon; Eleazer (2006) compararam o tipo e a quantidade de cristais formados na superfície de blocos fabricados com ProRoot<sup>®</sup> MTA (branco) e ProRoot<sub>TM</sub> (cinza)

após o contato com PBS. Foi concluído que o ProRoot<sub>TM</sub> estimulou maior precipitação de cristais do que o ProRoot<sup>®</sup> MTA (0,82g x 0,47g). Comparando hidroxiapatita sintética aos precipitados, os autores concluíram que a composição de cálcio e fósforo dos precipitados foi química e estruturalmente similar à hidroxiapatita, reafirmando os resultados de Sarkar et al. (2005).

Tay et al. (2007) realizaram um estudo com o intuito de caracterizar a fase cálcio-fosfato produzida pela interação do cimento Portland branco com o PBS. Após a presa, blocos do cimento foram imersos em PBS (pH 7,3) e, 10 dias depois, os precipitados formados foram avaliados por meio de microscópio eletrônico de transmissão, difração de elétrons, difração de RX, EDX, MEV e espectroscopia de luz infravermelha. Os valores do pH e de turbidez da solução também foram medidos. Em 52h, os valores de pH aumentaram de 7,3 para 11,0 e depois declinaram levemente, permanecendo próximo a 10 até o término do experimento. Sob microscópio eletrônico de transmissão foram observados precipitados esféricos brancos com prolongamentos de forma agulhada de 50 a 200 nm de diâmetro. Aproximadamente 4h após a imersão em PBS, a análise dos precipitados pelo método de difração de elétrons revelou a formação de um amplo e difuso anel de elétrons, compatível com a formação de fosfato de cálcio amorfo. Nos precipitados coletados depois de 10 dias e analisados em MEV, foi observada a presença de esferas de agregados cristalinos compostos por uma fase de fosfato de cálcio (cálcio-deficiente), com uma razão molar cálcio/fósforo (Ca/P) de 1,40 a 1,50. A análise de difração de elétrons mostrou anéis concêntricos, característicos de pequenos agregados pobremente cristalinos. Segundo os autores, ficou evidente que a interação do cimento Portland com o PBS resultou na formação de uma fase inicial de fosfato de cálcio amorfo que hidrolisou e passou para a fase de apatita. Isso os levou a concluir que o cimento Portland branco é bioativo na presença de PBS graças a sua capacidade de formar apatita carbonatada do tipo B, deficiente em cálcio.

Um ano mais tarde, Tay e Pashley (2008) verificaram que o cimento Portland, imerso em PBS, tem a capacidade de remineralizar a dentina. Os autores salientaram que a constante precipitação de apatita carbonatada na matriz colágena da dentina desmineralizada promoveu a sua reestruturação.

Em um experimento *ex vivo*, Reyes-Carmona; Felipe; Felipe (2009) avaliaram a interação MTA/dentina colocando discos de dentina preenchidos com ProRoot MTA, MTA Branco, MTA BIO e cimento

Portland com e sem cloreto de cálcio em contato com PBS por 2 meses. Na primeira hora de observação, ocorreu a formação de precipitados de coloração branca na superfície dos cimentos. A análise em MEV/EDX revelou que esses precipitados foram de pobre cristalinidade, semelhante à apatita carbonatada, e se apresentavam com diferentes morfologias. A precipitação de apatita também ocorreu sobre as fibras colágenas, promovendo uma nucleação mineral sobre a dentina que resultou na formação de uma camada mineral na interface cimento-dentina, em continuidade com a deposição mineral intratubular, semelhante a estruturas tipo *tags*. A análise por energia dispersiva mostrou que, assim como a dentina, o mineral depositado foi formado basicamente por cálcio e fósforo, diferentemente dos cimentos. Os autores concluíram que todos os cimentos testados foram bioativos, e sugerem que os cimentos liberam alguns de seus componentes no PBS desencadeando a precipitação inicial de fosfato de cálcio amorfo que atua como precursor para a formação de apatita carbonatada.

Baseados nesses resultados, os mesmos autores (REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2010a) realizaram um estudo para analisar o efeito da biomineralização sobre a resistência à tração do ProRoot MTA, MTA Branco, MTA BIO e cimento Portland com e sem cloreto de cálcio. Tubos de dentina com cavidades padronizadas foram preenchidos com os diferentes cimentos e deixados em contato com algodão úmido por 72h a 37°C (controle) ou imersos em PBS por 2 meses. Depois desses períodos, a resistência de união foi medida em máquina Instron e as superfícies fraturadas analisadas em MEV. Conforme os resultados, todas as amostras imersas em PBS revelaram resistência significativamente maior ao deslocamento do que as do grupo-controle. O ProRoot<sup>®</sup> MTA, MTA Branco e MTA BIO mostraram maior resistência ao deslocamento do que os cimentos Portland. Ao MEV, foi observada a presença de deposição mineral no interior dos túbulos dentinários de todas as amostras imersas em PBS, a qual se mostrou com morfologia similar a dos *tags* de resina. Os autores concluíram que o processo de biomineralização influencia positivamente a resistência dos cimentos testados, principalmente dos MTAs.

Utilizando um modelo *ex vivo* de apicificação, Reyes-Carmona; Felipe; Felipe (2010b) investigaram o efeito do uso intracanal de PBS sobre o processo de biomineralização produzido por tampões apicais de MTA. ProRoot<sup>®</sup> MTA foi introduzido em canais previamente preparados, de forma a obter um tampão apical de 5 mm de espessura. As raízes foram divididas em 3 grupos (n = 10): no grupo 1, o espaço remanescente do canal foi preenchido com PBS; no grupo 2, as raízes

foram colocadas em frascos plásticos contendo esponja umedecida com 20mL de PBS; e no grupo 3, o espaço remanescente do canal foi preenchido com PBS e as raízes foram colocadas em frascos plásticos contendo esponja umedecida com 20mL de PBS. Decorridos 2 meses, as amostras foram processadas para análise em MEV. Os resultados revelaram que no grupo 1, a formação de uma camada mineral (intercamada) na interface cimento/dentina com deposição mineral intratubular foi mais evidente na região do terço cervical do tampão e encontrava-se ausente na do terço apical. No grupo 2, não houve formação de intercamada, deposição intratubular, ou ambos na região referente ao terço cervical do tampão, mas em algumas amostras ocorreu a formação da intercamada no terço médio, e todos os espécimes mostraram a formação da intercamada e deposição mineral intratubular na região do terço apical do MTA. Os melhores resultados ocorreram nas amostras do grupo 3, nas quais foi constatada a presença da intercamada e da deposição intratubular nas três regiões do tampão. Além disso, a deposição mineral intratubular na região referente ao terço médio do tampão das amostras deste grupo foi bem mais evidente do que nas dos grupos 1 e 2. Os autores concluíram que após a realização do tampão apical com MTA, o preenchimento do canal com PBS estimula o processo de biomineralização na dentina em contato com a parte mais interna do tampão.

Camilleri et al. (2010) realizaram uma pesquisa com os objetivos de avaliar as características de superfície, os produtos liberados e a capacidade de selamento do Pulp Canal Sealer (PCS, cimento resinoso à base de óxido de zinco e eugenol) e do MTA Sealer (cimento endodôntico à base de MTA) após o contato com Solução Salina Balanceada de Hank (HBSS). Primeiramente, discos endurecidos dos cimentos foram mantidos em 3 mL de água ou de HBSS por 1, 14 e 28 dias. O MTA Sealer liberou alta quantidade de cálcio nos dois meios, sendo que a liberação aumentou com o tempo e foi maior em água do que em HBSS. A análise em MEV evidenciou que a imersão do MTA Sealer em HBSS resultou na formação de cristais sobre a sua superfície, compostos basicamente por fósforo e cálcio. Os autores sugeriram que os íons cálcio provenientes do MTA Sealer uniram-se ao fosfato presente na HBSS encorajando a deposição de cristais de fosfato de cálcio. Para avaliar a capacidade de selamento foram utilizados canais previamente preparados e obturados com guta-percha associada a cada um dos cimentos. O método de filtração de fluido revelou que não houve diferença entre os dois materiais.

Por meio de diversas análises, Gandolfi et al. (2010) avaliaram a bioatividade do ProRoot MTA após a imersão de amostras do cimento em PBS por 10 min (amostras recém-preparadas), 5h, 1 e 7 dias. Os resultados mostraram que a dissolução dos íons minerais aconteceu quase que imediatamente à hidratação da amostra. A formação de apatita, revelada pela presença de depósitos de fosfato de cálcio, iniciou após 5h de imersão e uma camada de apatita de espessura uniforme foi notada após 7 dias. A razão Ca/P aumentou com o tempo (1,32 para 1,98), indicando a maturação da apatita carbonatada, onde os íons carbonato substituem os íons fosfato na estrutura das apatitas. À exemplo de outros, os achados deste trabalho confirmam que o MTA tem a capacidade de formar uma camada superficial de apatita carbonatada em poucas horas.

Apesar de essas recentes pesquisas confirmarem que o MTA induz a deposição de uma camada de apatita carbonatada na interface cimento-dentina e no interior dos túbulos dentinários após a interação com PBS, há poucos dados na literatura confirmando a ocorrência dessa deposição *in vivo*.

Num estudo recente, Reyes-Carmona; Felipe; Felipe (2009) e Reyes-Carmona et al. (2010b) avaliaram a resposta tecidual e o processo de biomineralização após a implantação, em subcutâneo de camundongos, de tubos de dentina preenchidos com MTA ou hidróxido de cálcio. No período de 12h pós-implantação foi percebida a presença de aglomerados, similares à apatita, depositados sobre as fibras colágenas. A formação desses depósitos se tornou mais extensa com o passar do tempo, culminando com a formação de uma camada compacta na superfície dos tubos de dentina no período de 7 dias. A análise por energia dispersiva indicou que os precipitados foram formados principalmente por cálcio e fósforo, numa razão molar de 1,60 a 1,64. Na interface MTA-dentina, a mineralização intratubular foi percebida a partir das primeiras 12h pós-implantação, tornando-se maior e mais compacta ao longo do tempo, sugerindo a maturação do mineral (REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2009).

Embora a substituição do MTA pelo cimento Portland seja sugerida por alguns autores (SAIDON et al., 2003; MENEZES et al., 2004; RIBEIRO et al., 2005; DE DEUS; COUTINHO FILHO, 2007; DE DEUS et al., 2007), há que se ressaltar que quando o processo de biomineralização foi analisado *ex vivo*, esse produto apresentou piores resultados do que os MTAs investigados (REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2009; REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2010a). Outra questão que merece ser estudada é se a incorporação de

aditivos, como o cloreto de cálcio (ABDULLAH et al., 2002; KOGAN; HE; GLICKMAN, 2006; BORTOLUZZI et al., 2006a,b; BORTOLUZZI et al., 2009) exerce algum efeito sobre a interação dentina/cimento/fluído tissular, mais precisamente sobre o processo de biomineralização.

Diante do exposto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a ocorrência da deposição mineral na interface cimento-dentina e nos túbulos dentinários após a implantação, em tecido subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco com e sem cloreto de cálcio.



ARTIGO



## **2 ARTIGO**

**Análise da interface cimento-dentina após a implantação, em subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco.**

Luonothar Antunes Schmitt Dreger, DDS

Departamento de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.



## **Resumo**

**Introdução** O agregado de trióxido mineral (MTA) tem se mostrado bioativo por sua capacidade de produzir apatita carbonatada biologicamente compatível. O propósito deste estudo foi avaliar a ocorrência de deposição mineral na interface cimento-dentina e nos túbulos dentinários, após a implantação, em tecido subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco, com (CP1) e sem (CP2) cloreto de cálcio.

**Metodologia:** Tubos de dentina foram confeccionados a partir de 72 dentes humanos unirradiculados e preenchidos com os diferentes cimentos. Em seguida foram implantados no tecido subcutâneo de 18 ratos em 4 sítios equidistantes da região dorsal. Os animais foram divididos em 3 grupos de 6, conforme o período da eutanásia (30, 60, e 90 dias). Como grupo-controle foram utilizados 6 tubos de dentina vazios, implantados em ratos de um estudo piloto. Após a eutanásia, as amostras foram preparadas e a interface material-dentina foi avaliada em microscópio eletrônico de varredura em diferentes aumentos (500 a 2000x).

**Resultados:** Nos períodos de 30 e 60 dias, a deposição mineral na interface (intercamada) e no interior dos túbulos dentinários foi mais detectada nos tubos preenchidos com MTA Branco e MTA BIO do que nos preenchidos com CP1 e CP2. No período de 90 dias foi constatada a presença da intercamada e a deposição mineral intratubular em todas as amostras, exceto em 3 e em 1 das preenchidas com CP2, respectivamente.

**Conclusões:** Os cimentos MTA BIO, MTA Branco, CP1 e CP2 são bioativos, ou seja, dissolveram componentes iônicos capazes de estimular a deposição mineral nos tubos implantados no tecido conjuntivo subcutâneo de ratos. O MTA BIO e o MTA Branco mostraram-se mais efetivos na indução do processo de biomineralização quando comparados aos cimentos Portland, principalmente nos períodos de 30 e 60 dias.

**Palavras-chave:** Agregado de trióxido mineral, apatita carbonatada, bioatividade, biomineralização, cimento Portland.



**Abstract**

**Introduction:** Mineral trioxide aggregate (MTA) has been shown to be bioactive because of its ability to produce biologically compatible carbonated apatite. This study analyzed the interaction of MTA and white Portland cement with dentin *in vivo*. **Methods:** 72 human dentin tubes were filled with MTA Branco, MTA BIO and white Portland cement, with (CP1) or without (CP2) calcium chloride, and implanted subcutaneously in 18 rats at four sites equidistant from the dorsal area. After 30, 60 and 90 days, the animals were euthanized and the dentin tubes retrieved for scanning electron microscope (SEM) analysis. Empty dentin tubes, implanted in rats of a pilot study, were used as control. **Results:** In the periods of 30 and 60 days, the mineral deposition in the material-dentin interface (interfacial layer) and in the interior of dentinal tubules was more detected in tubes filled with MTA Branco and MTA BIO than in those filled with CP1 and CP2. After 90 days, the interfacial layer and intratubular mineral deposition were detected in all tubes, except for 3 and 1 of the tubes filled with CP2, respectively. **Conclusions:** It was concluded that all the cements tested were bioactive. The cements released some of their components in the tissue capable of stimulating mineral deposition in the cement-dentin interface and in the interior of the dentinal tubules. MTA BIO and MTA Branco were more effective to promote the biomineralization process than Portland cements, mainly after 30 and 60 days.

**Keywords:** Bioactivity, biomineralization, carbonated apatite, mineral trioxide aggregate, Portland cement.



## **Introdução**

O agregado de trióxido mineral (MTA) tem sido o material mais indicado para selar comunicações existentes entre a cavidade pulpar e o periodonto (1), e vem sendo empregado em diferentes situações clínicas como em retro-obturações (2), selamento de perfurações radiculares (3, 4) tampão apical (5) e na obturação do canal radicular (3).

Inicialmente, o MTA foi comercializado como um pó cinza (ProRoot™, Dentsply, Tulsa Dental, USA e MTA Angelus, Angelus Soluções Odontológicas, Brasil). Atualmente, por razões estéticas, ele foi substituído pelo branco (ProRoot® MTA, Dentsply, USA e MTA Branco, Angelus, Brasil). Baixas concentrações de magnésio, alumínio e, principalmente, ferro são os principais responsáveis pela variação da cor (6, 7). Após a comercialização do MTA Branco, a empresa Angelus Soluções Odontológicas (Londrina, PR, Brasil) produziu, em laboratório, o cimento MTA BIO, que apresenta as mesmas indicações do MTA Branco e é isento de substâncias tóxicas, particularmente arsênico (8).

Devido à confirmação de que o MTA é composto basicamente por cimento Portland (9-11), alguns autores sugerem sua substituição pelo cimento Portland comum (cimento de construção) (8, 12, 13). Outros recomendam a adição do cloreto de cálcio ao MTA e ao cimento Portland com a finalidade de diminuir o tempo de presa (15, 16), aumentar a dissociação iônica (16, 17), melhorar o selamento (18), diminuir a solubilidade (16) e facilitar a manipulação (17).

O sucesso clínico do MTA tem sido atribuído a sua natureza bioativa (19). Vários estudos demonstraram que esse material precipita cristais na presença de fluido tissular sintético (solução fosfato tamponada – PBS) (19-25). Conforme Sarkar et al. (19), os íons cálcio, liberados pelo MTA, reagem com os íons fosfato do PBS precipitando cristais de hidroxiapatita que formam uma camada mineral na superfície do MTA que adere quimicamente à dentina. Os autores sugerem que os resultados favoráveis obtidos com esse material nos testes de microinfiltração sejam devidos à precipitação desses cristais que, além de obliterarem os espaços vazios presentes no MTA, permitem a formação dessa camada na interface MTA-dentina. Tay & Pashley (26) observaram que o cimento Portland, quando imerso em PBS, tem a capacidade de remineralizar a dentina devido à constante precipitação de apatita carbonatada na matriz colágena desmineralizada. Colocando discos de dentina preenchidos com ProRoot® MTA, MTA BIO, MTA Branco e Portland branco em contato com PBS, Reyes-Carmona et al. (22) observaram a precipitação de apatita carbonatada na interface

cimento-dentina e no interior dos túbulos dentinários. Recentemente, Reyes-Carmona et al. (24) relataram que a precipitação de apatita, estimulada por vários tipos de MTAs e cimento Portland, aumenta significativamente a força de união desses cimentos à dentina.

Apesar de essas pesquisas confirmarem que o MTA induz a deposição de apatita carbonatada na interface cimento-dentina e no interior dos túbulos dentinários após a interação com PBS, há poucos dados na literatura confirmando a ocorrência dessa deposição *in vivo*.

Num estudo recente, Reyes-Carmona (27) e Reyes-Carmona et al. (28) avaliaram o processo de biomineralização após a implantação, em subcutâneo de camundongos, de tubos de dentina preenchidos com MTA. No período de 12h pós-implantação foi percebida, sob microscopia eletrônica de varredura (MEV), a deposição de aglomerados similares à apatita sobre as fibras colágenas. A formação desses depósitos se tornou mais extensa com o passar do tempo, culminando com a formação de uma camada compacta na superfície dos tubos de dentina no período de 7 dias. A análise por energia dispersiva indicou que os precipitados foram formados principalmente por cálcio e fósforo, numa razão molar de 1,60 a 1,64. Na análise da interface MTA-dentina, foi percebida mineralização intratubular a partir das primeiras 12h pós-implantação, que se tornou maior e mais compacta ao longo do tempo, sugerindo a maturação do mineral (27).

Embora a substituição do MTA pelo cimento Portland seja sugerida por alguns autores (8, 12-14, 29), há que se ressaltar que quando o processo de biomineralização foi analisado *ex vivo*, esse produto apresentou piores resultados do que os MTAs investigados (22, 24). Outra questão que merece ser estudada é se a incorporação de aditivos, como o cloreto de cálcio (15-18, 30) exerce algum efeito sobre a interação dentina/cimento/fluído tissular, mais precisamente sobre o processo de biomineralização.

Diante do exposto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a ocorrência da deposição mineral na interface cimento-dentina e nos túbulos dentinários após a implantação, em tecido subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco com e sem cloreto de cálcio.

## **Material e Métodos**

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (PP00301) e pela Comissão de Ética no Uso de Animais (Projeto 074/09) da Universidade Federal de Santa Catarina.

### *Obtenção e preparo dos tubos de dentina*

Foram utilizados 72 dentes humanos, unirradiculados, extraídos por motivos alheios a esta pesquisa e doados pelos pacientes através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

A partir de cortes transversais realizados com disco de carborundum (Macrodent S.A., São Paulo, SP, Brasil) entre os terços cervical e apical da raiz, foram obtidos tubos de dentina com aproximadamente 5 mm de comprimento. Em cada tubo, o espaço do canal radicular foi ampliado com brocas Gates-Glidden números 2, 3 e 4 a fim de padronizar o diâmetro interno do tubo. Em seguida, os tubos foram lavados em água destilada e esterilizados em autoclave.

Momentos antes da implantação nos animais, os tubos foram irrigados com solução de EDTA 17% por 3 min e com solução de hipoclorito de sódio 1%, também por 3 min. Logo depois foram secos com gaze e cones de papel estéreis. Os 72 tubos foram divididos aleatoriamente em 4 grupos experimentais (n = 18), sendo os canais preenchidos com diferentes cimentos conforme descrito a seguir:

**Grupo 1:** MTA Branco (Angelus Soluções Odontológicas, PR, Brasil), manipulado com água destilada na proporção de 1g/0,26 mL.

**Grupo 2:** MTA BIO (Ângelus), manipulado com água destilada na proporção de 1g/0,26 mL.

**Grupo 3:** Cimento Portland branco (Mar Paulista, São Paulo, SP, Brasil) + 20% de óxido de bismuto (Seelze, Hannover, Alemanha) - CP1, manipulado com água destilada na proporção de 1g/0,26 mL

**Grupo 4:** Cimento Portland branco (Mar Paulista) + 20% de óxido de bismuto (Seelze) + 10% cloreto de cálcio (Labsynth, Diadema, SP, Brasil) - CP2, manipulado com água destilada na proporção de 1g/0,18 mL.

As proporções utilizadas foram estabelecidas conforme Bortoluzzi et al. (16).

### *Intervenção cirúrgica – implantação*

Foram utilizados 18 ratos machos (*Rattus norvegicus*) da linhagem Wistar, adultos jovens, com peso entre 250 e 300 g, provenientes do Biotério Central da UFSC.

Os animais foram anestesiados, por via intramuscular, com cloridrato de xilazina 2% (Anasedan, Sespo Ind. e Com. Ltda, Paulínia, SP, Brasil) 10mg/kg e cloridrato de ketamina 10% (Dopalen, Sespo) 25mg/kg. Após a depilação da parte central da região dorsal com uma lâmina de barbear, foi realizada a antissepsia da área com uma gaze estéril umedecida em álcool 70%. Posteriormente, foi realizada uma

incisão horizontal de aproximadamente 3 cm, com o auxílio de um bisturi e uma lâmina nº 15. Com uma tesoura de ponta romba, o tecido subcutâneo foi divulsionado para 4 regiões equidistantes (2 anteriores e 2 posteriores). Em cada um dos sítios, foi implantado 1 tubo de dentina preenchido com um dos cimentos, obedecendo uma ordem de colocação previamente estabelecida, havendo rotatividade dos materiais em relação às regiões. A distância da implantação dos tubos à linha de incisão foi de aproximadamente 3 cm. As bordas da incisão foram aproximadas com auxílio de uma pinça cirúrgica e suturadas com fio de seda nº 4.0 (ETHICON®, Johnson&Johnson, SP, Brasil). O tempo de trabalho para cada animal foi aproximadamente de 30 min.

Os 18 animais foram divididos em grupos de 6, sendo cada grupo eutanasiado em câmara de CO<sub>2</sub> após 30, 60 e 90 dias. Em seguida, os tubos de dentina foram removidos do dorso dos animais e preparados para a análise em MEV.

Como grupo-controle, foram utilizados tubos de dentina vazios (n = 6), implantados em 3 ratos de um estudo piloto, sendo um animal para cada período experimental.

#### *Processamento para MEV*

Os tubos foram brevemente lavados em água destilada e tratados segundo metodologia empregada por Perdigão et al. (31), com algumas modificações. Após a fixação em glutaraldeído 2,5% tamponado com solução fosfato 0,2 M por 12h a 4°C, foi realizada a lavagem em tampão fosfato 0,2 M durante 1h com 2 trocas, seguidas de uma breve lavagem com água deionizada. As amostras foram, então, desidratadas em concentrações ascendentes de álcool etílico (25%, 50%, 75%, 90% e 95%).

A superfície do tubo a ser avaliada foi polida com lixa de carbetto de silício 1200, 1500, 2000 em lixadeira elétrica rotativa Politriz (APL-40, São Paulo, SP, Brasil), com abrasivo à base de alumina de 1, 0,3 e 0,05 µm de granulação. A cada troca de lixa e de abrasivo, a amostra foi lavada em água destilada e limpa em ultrassom (Termotrom, São Paulo, SP, Brasil) por 5 min. Concluído o polimento, as amostras foram imersas em ácido clorídrico 6M durante 30s e lavadas em água deionizada. Depois, foram imersas em solução de hipoclorito de sódio 2% durante 10 min e lavadas em água deionizada pelo mesmo período de tempo. As amostras foram secas em estufa a 37°C durante 48h e, em seguida, fixadas em bases cilíndricas de metal (*stubs*) e recobertas com duas camadas de ouro de 300 Å e examinadas sob um microscópio

eletrônico de varredura (Philips SEM XL 30, Philips, Eindhoven, Netherlands), operando com 15 Kv.

#### *Análise da interface cimento-dentina*

A interface cimento-dentina foi analisada em diferentes aumentos (500-2000x) a fim de registrar se houve deposição mineral nessa interface (doravante denominada intercamada) e no interior dos túbulos dentinários. Quando presente, em algumas amostras a composição química por elementos dessa deposição mineral foi avaliada através de análise por energia dispersiva (EDX) com um microscópio de varredura (Philips SEM XL 30, Netherlands).

A análise estatística da frequência da deposição mineral na interface ou nos túbulos dentinários dos tubos de dentina dos diversos grupos foi realizada por meio do teste de proporções.

### **Resultados**

Os resultados obtidos em relação à presença da intercamada e da deposição mineral intratubular nos tubos de cada grupo nos diferentes períodos experimentais encontram-se expressos na Tabela 1.

**TABELA 1.** Presença de intercamada (IC) e de deposição mineral intratubular (DI) nos tubos dos diferentes grupos e períodos.

Material	MTA Branco		MTA BIO		CP1		CP2	
	IC	DI	IC	DI	IC	DI	IC	DI
30	5	6	6	6	2	1	0	0
60	6	6	6	6	1	1	1	0
90	6	6	6	6	6	6	3	5

#### *Interface cimento-dentina*

Considerando todos os períodos, na maioria das amostras foi possível distinguir a presença da intercamada entre o cimento e a dentina (Fig. 1A e 1C). A análise EDX/MEV da composição química da intercamada revelou, principalmente, a presença de cálcio e fósforo (Ca/P) numa proporção inicial (30 dias) menor do que a apresentada no período final (90 dias) (Fig. 1B e 1D).

Aos 30 dias, a intercamada foi detectada em 6, 5 e 2 dos tubos preenchidos com MTA BIO, MTA Branco e CP1, respectivamente, e em

nenhum dos preenchidos com CP2 (Tabela 1). O teste de proporções revelou diferença significativa entre MTA BIO e CP1 ( $p = 0,0143$ ) e CP2 ( $p = 0,0005$ ), entre MTA Branco e CP2 ( $p = 0,0034$ ), e equivalência estatística entre MTA BIO e MTA Branco, MTA Branco e CP1 e CP1 e CP2 ( $p > 0,05$ ) (Tabela 2).

Aos 60 dias, a presença da intercamada foi constatada em todos os tubos preenchidos com MTA Branco e MTA BIO, em um dos preenchidos com CP1 e em um dos com CP2 (Tabela 1). O teste de proporções revelou equivalência estatística entre MTA BIO e Branco e entre CP1 e CP2. A intercamada foi detectada num número significativamente maior de tubos preenchidos com os MTAs do que nos preenchidos com cimento Portland ( $p = 0,0034$ ) (Tabela 2).

No período de 90 dias, a intercamada foi constatada em todos os tubos, exceto em 3 dos preenchidos com CP2 (Tabela 1). O teste de proporções revelou diferença significativa ( $p = 0,0455$ ) entre MTA Branco e CP2, MTA BIO e CP2, e CP1 e CP2 (Tabela 2).

**TABELA 2.** Resultados do teste de proporções para presença de intercamada, nos períodos de 30, 60 e 90 dias.

Comparação	30 dias (valor de p)	60 dias (valor de p)	90 dias (valor de p)
MTA Br x MTA BIO	0,2963	#	#
MTA Br x CP1	0,0790	<b>0,0034</b>	#
MTA Br x CP2	<b>0,0034</b> *	<b>0,0034</b>	<b>0,0455</b>
MTA BIO x CP1	<b>0,0143</b>	<b>0,0034</b>	#
MTA BIO x CP2	<b>0,0005</b>	<b>0,0034</b>	<b>0,0455</b>
CP1 x CP2	0,1213	#	<b>0,0455</b>

# - teste não realizado, proporções iguais nesta situação.

\* - Valor de p em negrito indica significância estatística.

Não houve diferença significativa em relação ao comportamento dos materiais nos diferentes períodos de tempo, exceto no CP1 nos períodos 30x90 ( $p = 0,0143$ ) e 60x90 ( $p = 0,0034$ ), e no CP2 no período 30x90 ( $p = 0,0455$ ).

### *Deposição mineral intratubular*

Em muitas amostras, a partir da intercamada foi detectada a presença de deposição mineral que se estendia para o interior dos túbulos dentinários em diferentes profundidades (Fig. 1A, 1C, 2A e 2C). A análise EDX/MEV da composição química desses precipitados revelou a presença de cálcio e fósforo, numa proporção inicial (30 dias) menor do que a apresentada no período final (90 dias) (Fig. 2B e 2D).

Nos períodos de 30 e 60 dias, a deposição mineral intratubular foi percebida em todos os tubos preenchidos com MTA Branco e MTA BIO, em apenas 1 dos preenchidos com CP1 e em nenhum dos preenchidos com CP2. O teste de proporções revelou equivalência estatística entre MTA BIO e MTA Branco e entre CP1 e CP2, e diferença significativa entre os MTAs e os cimentos Portland (Tabela 3).

No período de 90 dias, a deposição mineral intratubular foi detectada em todos os tubos, exceto em 1 dos preenchidos com CP2, não havendo diferença significativa entre os grupos (Tabela 3).

Não houve diferença significativa em relação à deposição mineral intratubular promovida pelos materiais nos diferentes períodos de tempo, exceto entre os períodos 30x90 e 60x90 nos cimentos CP1 e CP2, com valor de  $p = 0,0034$ .

Independentemente do período experimental, não foi detectada a presença de intercamada e de deposição mineral intratubular em nenhum dos tubos de dentina vazios (controle) (Fig. 1E).

**TABELA 3.** Resultados do teste de proporções para presença de deposição mineral intratubular, nos períodos de 30, 60 e 90 dias.

<b>Comparação</b>	<b>30 dias (valor de p)</b>	<b>60 dias (valor de p)</b>	<b>90 dias (valor de p)</b>
MTA BR x MTA BIO	#	#	#
MTA Br x CP1	<b>0,0034*</b>	<b>0,0034</b>	#
MTA Br x CP2	<b>0,0005</b>	<b>0,0005</b>	0,5582
MTA BIO x CP1	<b>0,0034</b>	<b>0,0034</b>	#
MTA BIO x CP2	<b>0,0005</b>	<b>0,0005</b>	0,5582
CP1 x CP2	0,2963	0,2963	0,5582

# - teste não realizado, proporções iguais nesta situação.

\* - Valor de p em negrito indica significância estatística.

A análise EDX/MEV revelou que a intercamada, a deposição mineral intratubular e a dentina apresentaram composição semelhante, exceto pela menor quantidade de sílica na dentina (Fig. 1 B, 1D, 1F, 2B e 2D).

## Discussão

Bioatividade é um termo empregado para definir a capacidade que um material tem de interagir com o tecido vivo, permitindo a sua integração ao ambiente receptor e trazendo efeitos benéficos ao tecido onde é implantado. Na interface biomaterial-tecido ocorre uma série de reações bioquímicas e biofísicas que resultam na formação de uma camada de apatita carbonatada (32). A apatita carbonatada, representada pela fórmula  $(Ca,Mg,Na)_{10}(PO_4HPO_4CO_3)_6(OH)_2$  compõe a fase mineral do tecido duro (osso, dentina e cimento), e contém pequenas quantidades de magnésio, sódio, potássio, flúor e cloro (21).

Estudos prévios sobre a interação do MTA com a dentina após contato com PBS (19-22, 24, 25) ou HBSS (33) mostraram a formação de cristais com formas variadas na superfície do material. Reyes-Carmona et al. (22) verificaram a formação de apatita carbonatada na superfície do ProRoot<sup>®</sup> MTA, MTA Branco, MTA BIO e Portland branco em contato com discos de dentina imersos em PBS. Conforme esses autores, a bioatividade do MTA e do cimento Portland pode ser atribuída à capacidade de esses materiais formarem apatita carbonatada, a qual é importante para a formação e manutenção da interface biomaterial-tecido ósseo (34, 35).

Reyes-Carmona (27) e Reyes-Carmona et al. (28) foram os primeiros autores, e até o momento os únicos, a dar evidências de que o processo de biomineralização ocorre simultaneamente à resposta inflamatória aguda.

Considerando a existência de poucos dados sobre a deposição mineral *in vivo* (27, 28), o objetivo deste trabalho foi avaliar a sua ocorrência na interface cimento-dentina e nos túbulos dentinários após a implantação, em subcutâneo de ratos, de tubos de dentina preenchidos com os cimentos MTA Branco, MTA BIO e Portland branco, com e sem cloreto de cálcio.

Os resultados demonstraram que, após a implantação, todos os cimentos se mostraram bioativos, ou seja, induziram a deposição mineral na interface cimento-dentina (intercamada) e no interior dos túbulos dentinários, embora com diferenças na velocidade e intensidade de deposição. Esses achados reforçam os de estudos *ex vivo*, *in vitro* e *in vivo* que sugerem que os íons cálcio, liberados pelos cimentos, reagem com os íons fosfato disponíveis no PBS (21, 22, 26) ou no fluido tecidual (27, 28), originando a precipitação de apatita carbonatada.

Em relação à intercamada, os cimentos MTA BIO e MTA Branco se comportaram de maneira semelhante nos diferentes períodos

de tempo (30, 60, 90 dias), estimulando a sua formação em praticamente todos os tubos. Nos períodos de 30 e 60 dias, induziram maior mineralização do que os cimentos Portland. Nos tubos preenchidos com CP1 e CP2, a intercâmara foi mais frequentemente evidenciada no período de 90 dias.

Neste estudo também foram encontradas deposições minerais no interior dos túbulos dentinários originando prolongamentos (*tags*) semelhantes àqueles reportados na interface resina-dentina (36, 37) e MTA ou cimento Portland-dentina (22, 24, 25, 27). Em relação a essa deposição mineral intratubular, os resultados foram similares aos encontrados com a intercâmara. Em todos os períodos a mineralização foi detectada na totalidade dos tubos preenchidos com os MTAs. Porém, com o uso dos dois tipos de cimento Portland, só foi bem evidenciada no período de 90 dias.

A mais rápida e intensa deposição mineral nos tubos preenchidos com os MTAs parecem reforçar a idéia de que os componentes iônicos das duas formas do cimento Portland não conseguiram se difundir de forma tão efetiva pela dentina como os dos MTAs (38). Reyes-Carmona (38) observou que os cimentos Portland, com e sem cloreto de cálcio, liberaram menor quantidade de íons cálcio do que os MTAs e sugeriu que, possivelmente, esses íons precipitaram antes que ocorresse uma efetiva difusão através dos túbulos e canalículos dentinários. Isso pode prejudicar o processo de mineralização, pois é sabido que a dissolução iônica é um passo inicial na precipitação da apatita (39) e que a formação e a nucleação de apatita são proporcionais à quantidade de íons presentes no meio (40).

Essa diferença de resultados na capacidade de formação mineral dos materiais também poderia ser explicada pelo fato de que o MTA e o cimento Portland não são materiais idênticos (11, 22, 38, 41). Além de liberar maior quantidade de íons cálcio (22, 38), o MTA possui partículas significativamente menores (11, 41), tem menos metais tóxicos pesados e passa por um processo maior de purificação do que o cimento Portland comum (11).

Reyes-Carmona et al. (24) verificaram que cimentos Portland com e sem cloreto de cálcio, similares aos aqui utilizados, ofereceram menor resistência à tração do que vários tipos de MTAs, e sugerem que essa variação na resistência pode ser atribuída à diferença no tamanho das partículas dos cimentos. Em função dos resultados desses autores, a possibilidade de que, neste estudo, parte dos “prolongamentos” possa ter sido perdida ou que a própria adesão cimento Portland-dentina possa ter sido prejudicada em função da técnica usada para o preparo das

amostras para MEV (lixamento, polimento e descalcificação da dentina) não pode ser totalmente descartada.

Embora sem muita diferença quando comparado ao CP1 (sem cloreto), a deposição mineral nos tubos preenchidos com CP2 (com cloreto) foi menos evidente. Ainda que meramente especulativo, é possível que a menor bioatividade do CP2 resulte da adição do cloreto de cálcio que, ao reduzir o tempo de presa do cimento, reduziu o tempo de dissolução de seus componentes.

Ainda que este estudo não tenha tido o propósito de quantificar a deposição mineral, pareceu-nos que a quantidade detectada, tanto na forma de intercamada como de mineralização intratubular, foi menor do que à observada por Reyes-Carmona et al. (22), independentemente do material usado. Provavelmente, isso se deve às diferentes metodologias. Enquanto aqui os íons cálcio provenientes dos materiais interagiram com os íons fosfato do fluido tissular, no trabalho desses autores (22) a maior disponibilidade de íons fosfato no PBS permitiu que ocorresse uma interação iônica de maior intensidade e, conseqüentemente, maior deposição mineral. Além disso, deve-se considerar que, ao contrário do PBS utilizado naquele estudo *ex vivo* (22), no fluido tecidual há proteínas que se unem aos íons cálcio e magnésio, diminuindo a disponibilidade desses íons para a formação da apatita (42). Pesquisas estão sendo efetuadas para elucidar se a quantidade e a qualidade do precipitado formado *in vivo* e *ex vivo* são similares e para verificar a influência da deposição desse precipitado sobre o selamento oferecido por esses materiais.

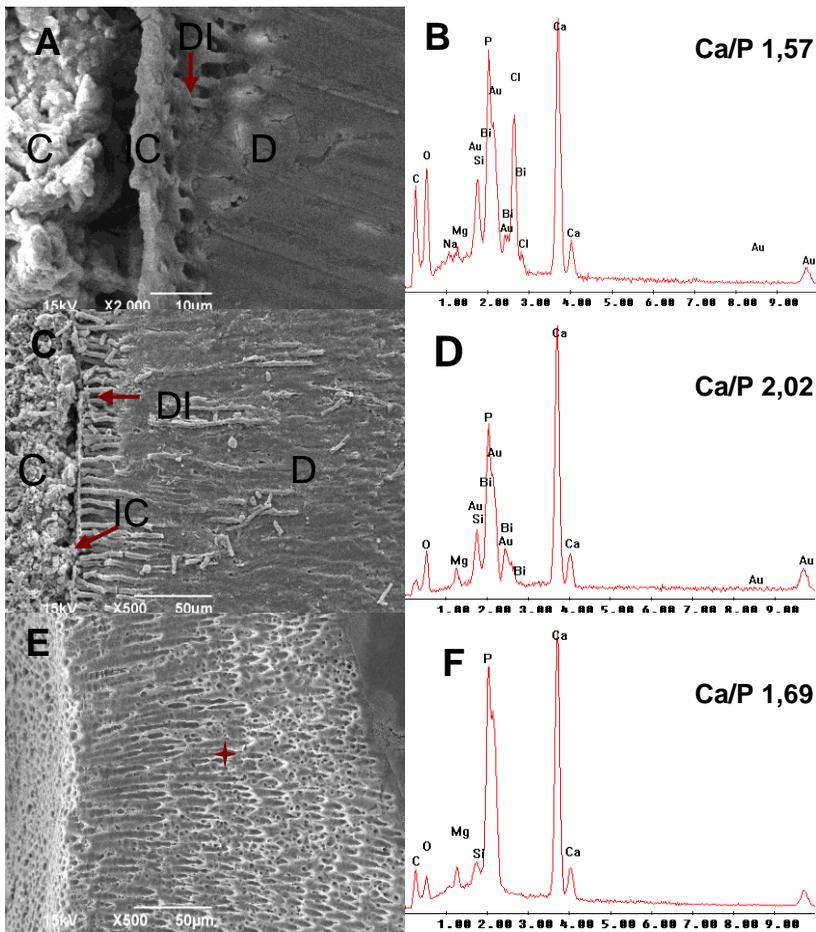
É necessário lembrar que, antes do preenchimento com os diferentes cimentos, os tubos de dentina foram tratados com EDTA e hipoclorito de sódio a fim de eliminar a lama dentinária e desobstruir a entrada dos túbulos (43). Com a permeabilidade aumentada, o processo de biomineralização foi potencializado, ocorrendo também no interior dos túbulos dentinários. Os íons cálcio liberados pelos cimentos se difundiram pela dentina e, ao reagirem com os íons fosfato do fluido tissular formaram, inicialmente, fosfato de cálcio. Com o passar do tempo, os precipitados de fosfato de cálcio incorporaram outros elementos na sua estrutura, evoluindo até a formação de apatita carbonatada. Como já sugerido por Reyes-Carmona et al. (22), a constante precipitação mineral resultou na formação de uma camada mineralizada entre os cimentos e a dentina (intercamada) e, inclusive, no interior dos túbulos dentinários, com a aparência de prolongamentos. Sarkar et al. (19) hipotetizaram que, inicialmente, a adesão material-dentina se daria através de um embricamento mecânico. Posteriormente,

se tornaria química através de um contínuo intercâmbio iônico entre o cimento, o PBS (aqui representado pelo fluido tissular) e a dentina. Segundo Yuan et al. (44), um material com a capacidade de precipitar apatita na sua superfície, e que se encontre justaposto a um tecido calcificado, pode formar uma adesão química entre essa camada de apatita e o tecido.

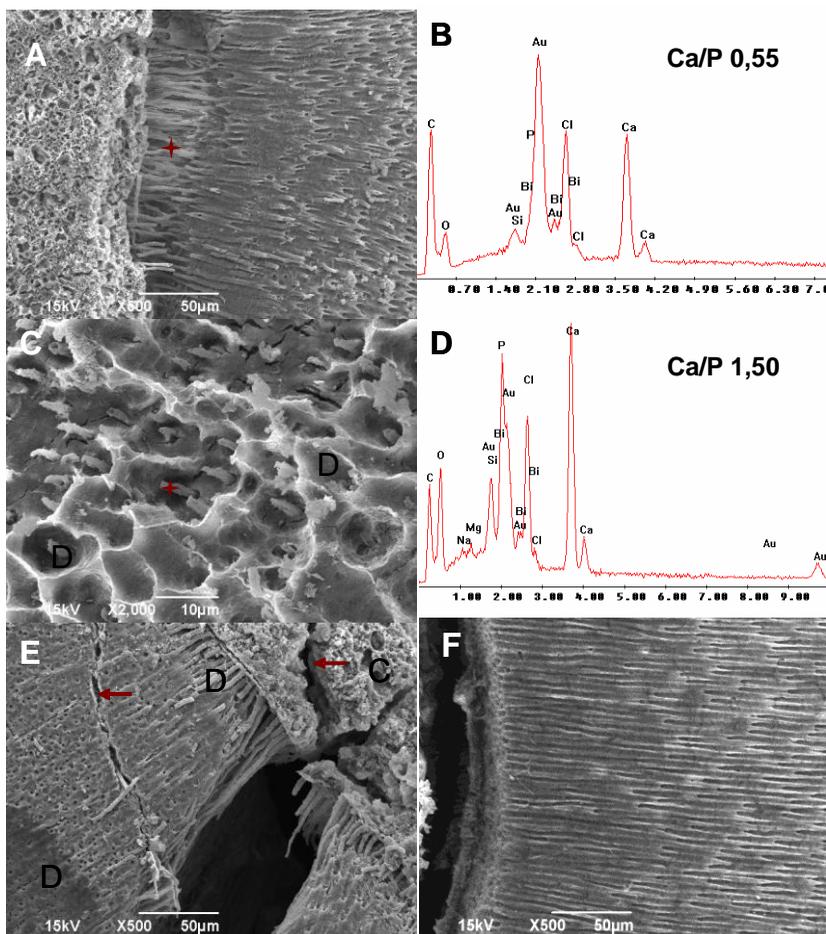
O preparo das amostras para a visualização em MEV causa a sua desidratação e, conseqüentemente, o aparecimento de trincas no objeto a ser avaliado (45). Neste estudo, em várias amostras foi possível perceber a presença de trincas nos cimentos utilizados. Porém, normalmente a intercamada, quando presente, encontrava-se intacta e completamente aderida à dentina (Fig. 1A e 2E), o que parece reforçar a existência de uma união mecânico-química entre essas estruturas. Resultados semelhantes foram relatados por Sarkar et al. (19).

Embora Sarkar et al. (19) e Bozeman et al. (20) tenham sugerido que a reação dos íons cálcio do MTA com os íons fosfato do PBS produza hidroxiapatita, é sabido que a hidroxiapatita estequiométrica não existe no meio biológico. O que acontece é uma fase inicial de formação de fosfato de cálcio amorfo, precursor da calcificação (21). Ainda que a metodologia aqui utilizada não tenha procurado definir a natureza do mineral depositado, a análise em EDX da composição química da intercamada e dos prolongamentos revelou, principalmente, a presença de cálcio, fósforo e oxigênio, e que a relação Ca/P aumentou com o passar do tempo, sugerindo que se trata de apatita carbonatada e corroborando os achados de Tay et al. (21) e de Reyes-Carmona et al. (22).

Diante dos resultados obtidos foi possível concluir que no período de 90 dias, todos os cimentos mostraram capacidade de estimular a deposição mineral. Os cimentos MTA BIO, MTA Branco, Portland branco com e sem cloreto de cálcio dissolveram componentes iônicos capazes de originar a deposição mineral na interface material-dentina e no interior dos túbulos dentinários de tubos de dentina implantados no tecido subcutâneo de ratos. O MTA BIO e o MTA Branco mostraram-se mais efetivos na indução do processo de biomineralização quando comparados aos cimentos Portland no período de 30 e 60 dias.



**Figura 1.** Imagens de fotomicrografias da interface MTA BIO-dentina dos períodos de 30 (A) e de 60 dias (C) mostrando cimento (C), intercamada (IC), deposição mineral intratubular (DI) e dentina (D). Espectro de EDX de intercamadas do MTA BIO de 30 (B) e de 90 dias (D). (E) Fotomicrografia e (F) espectro de EDX da dentina de um tubo vazio (área demarcada \* em E).



**Figura 2.** Imagens de fotomicrografias da interface MTA BIO-dentina dos períodos de 30 (A) e de 90 dias (C) mostrando cimento (C), deposição mineral intratubular (DI) e dentina (D). Espectro de EDX da deposição mineral do MTA BIO do período de 30 (B) e de 90 dias (D) (área demarcada ✦ em A e C). (E) Fotomicrografia evidenciando, principalmente, trincas na dentina e no cimento MTA Branco (setas). (F) Imagem de fotomicrografia de um tubo preenchido com CP2 (30 dias). Note ausência de deposição mineral.

## Referências

1. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 1993;19:591-5.
2. Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Pitt Ford TR. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 1995;21:109-12.
3. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999;25:197-205.
4. Holland R, Otoboni Filho JA, Souza V, Nery M.J, Bernabé PFE. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod* 2001;27:281-4.
5. Felipe WT, Felipe MCS, Rocha MJC. The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation. *Int Endod J* 2006;39:2-9.
6. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005;31:101-3.
7. Camilleri J, Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J* 2006;39:747-54.
8. De Deus G, Reis C, Brandão C, Fidel S, Fidel RAS. The ability of Portland cement, MTA, and MTA Bio to prevent trough-and-trough fluid moviment in repaired furcal perforations. *J Endod* 2007;33:1374-7.
9. Estrela C, Bammann LL, Estrela CRA, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J* 2000;11:3-9.
10. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Pitt Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Mat* 2005;21:297-303.

11. Dammaschke T, Gerth HUV, Zuchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mat* 2005;21:731-8.
12. Saidon J, He J, Zhu Q, Safavi K, Spänberg LSW. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2003;95:483-9.
13. Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VGG, Garcia RB. Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;98:376-9.
14. De-Deus G, Coutinho-Filho T. The use of white Portland cement as an apical plug in a tooth with a necrotic pulp and wide-open apex: a case report. *Int Endod J* 2007;40:653–60.
15. Abdullah D, Pitt Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials* 2002;23:4001-10.
16. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felipe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod* 2009;35:550-4.
17. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Duarte MAH, Demarchki ACCO, Bramante CM (2006b) The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod* 2006b;32:1194-7.
18. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Garcia RB, Moraes IG, Bernardineli NR (2006a) Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root end filling. *J Endod* 2006a;32:897-900.
19. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyena R, Kawashima I. Physiochemical basis of the biologic properties of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod* 2005;31:97-100.

20. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of cristal precipitate from gray and white MTA. J Endod 2006;32:425-8.
21. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN. Calcium phosphate phase transformation produced by the interation of Portland cement component of white mineral trioxide aggregate whith a phosphate-containing fluid. J Endod 2007;33:1347-51.
22. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. J Endod 2009;35:731-6.
23. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. Int Endod J 2010;43 :917-29.
24. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. J Endod 2010a;36:286-91.
25. Reyes-Carmona J, Felipe MS, Felipe WT. A phosphate saline intracanal dressing improves the biomineralization ability of mineral trioxide aggregate apical plugs. J Endod 2010c;36:1648-52.
26. Tay FR, Pashley DH. Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine. Biomaterials 2008;29:1127-37.
27. REYES-CARMONA, J. F. **Análise da sinalização molecular da resposta inflamatória e do processo de biomineralização promovidos pela implantação de ProRoot MTA e hidróxido de cálcio em tecido subcutâneo de camundongos.** 2009. 117f. Tese (Doutorado em Endodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
28. Reyes-Carmona JF, Santos AS, Figueiredo CP, Baggio CH. Felipe MS, Felipe WT, Cordeiro MC. Host-mineral trioxide aggregate inflammatory molecular signaling and biomineralization ability. J Endod 2010b;36:1347-1353.
29. Ribeiro DA, Duarte MAH, Matsumoto MA, Marques MEA, Salvatori DMF. Biocompatibility in vitro tests of mineral trioxide

- aggregate and regular and white Portland cement. *J Endod* 2005;31:605-7.
30. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod* 2006;32:569-72.
31. Perdigão J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999;15:282-95.
32. Hench LL, Bioceramics: From Concept to Clinic. *J Am Ceram* 1991;74:1487-510.
33. Camilleri, J, Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Dynamic sealing ability of MTA root canal sealer. *Int Endod J* 2010;43:1-12.
34. Yu S, Hariram KP, Kumar R, Cheang P, Aik KK. In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. *Biomaterials* 2005;26:2343-52.
35. Zhao W, Wang J, Zhai W, Wang Z, Chang J. The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. *Biomaterials* 2005;26:6113-21.
36. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater* 2001;17:422-9.
37. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fibre posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 2002;28:355-60.
38. REYES-CARMONA, J. F. **Interação dos cimentos ProRoot MTA, MTA Branco, MTA BIO e Portland branco com a dentina.** 2007. 101f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

39. Knor KA, Li H, Cheang P, Boey SY. In vitro behavior of HVOF sprayed calcium phosphate splats and coatings. *Biomaterials* 2003;24:723–35.
40. Weng J, Liu Q, Wolke JGC, Zhang X, de Groot K. Formation and characteristics of the apatite layer on plasma-sprayed hydroxyapatite coatings in simulated body fluid. *Biomaterials* 1997;18:1027-35.
41. Hwang YC, Kim DH, Hwang IN, Song SJ, Park YJ, Koh JT, Son HH, Oh WM. Chemical constitution, physical properties, and biocompatibility of experimentally manufactured Portland cement. *J Endod* 2011;37:58-62.
42. Oyane A, Kim HM, Furuya T, Kokubo T, Miyazaki TN. Preparation and assessment of revised simulated body fluids. *J Biomed Mater Res* 2003;64A:188-95.
43. Teixeira CS, Felipe MCS, Felipe WT. The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis. *Int Endod J* 2005; 38:285-290.
44. Yuan H, Li Y, Bruijn JD., Groot K, Zhang X. Tissue responses of calcium phosphate cement: a study in dogs. *Biomaterials* 2000;21:2343-52.
45. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa MA. A Confocal laser scanning microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. *Int Endod J* 2004;37:840-8.

# REFERÊNCIAS



**REFERÊNCIAS<sup>1</sup>**

ABDULLAH, R. et al. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. **Biomaterials**, Kidlington, v.23, n.19, p.4001-4010, Oct. 2002.

AL-HEZAIMI, K. et al. Human saliva penetration of root canals obturated with two types of mineral trioxide aggregate cements. **J. Endod.**, Baltimore, v.31,n.6, p.453-456, June 2005.

ANDREASEN, J. O.; MUNKSGAARD, E. C.; BAKLAND, L. K. Comparison of fracture of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v.22, n.3, p.154-156, June 2006.

ASGARY, S. et al. A comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalises. **Aust. Endod. J.**, Sydney v.30, n.3, p. 89-92, Dec. 2004.

ASGARY, S. et al. A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, n.17, n. 2, p.187-191, Feb. 2006.

BONSON, S.; JEANSONNE, B. G.; LALLIER, T. E. Root-end filling materials alter fibroblast differentiation. **J. Dent. Res.**, Washington, v.83, n.5, p.408-13, May 2004.

BORTOLUZZI, A. E. et al. Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root end filling. **J. Endod.**, Baltimore, v.32, n.9, p. 897-900, Sept. 2006a.

BORTOLUZZI, E. A. et al. The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. **J.Endod.**, Baltimore, v.32, n.12, p.1194-1197, Dec. 2006b.

---

<sup>1</sup> Baseada na NBR 6023: 2002 da ABNT

BORTOLUZZI, E. A. et al. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. **J Endod.**, Baltimore, v.35, n.4, p.550-554, Apr. 2009.

BOZEMAN, T. B.; LEMON, R. R.; ELEAZER, P. D. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. **J. Endod.**, Baltimore, v.32, n.5, p.425-428, May 2006.

BRAMANTE, C. M. et al. Use of MTA and intracanal post reinforcement in a horizontally fractured tooth: a case report. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v.22, n.5, p.275-278, Oct. 2006.

CAMILLERI, J. et al. The constitution of mineral trioxide aggregate. **Dental Mat.**, Washington, v.21, n.4, p.297-303, Apr. 2005.

CAMILLERI, J. et al. Dynamic sealing of MTA root canal sealer. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.43, n.9, p. 1-12, July 2010.

DAMMASCHKE, T. et al. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. **Dental Mat.**, Washington, v.21, n.8, p.731-738, Aug. 2005.

DANESH, G. et al. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.39, n.3, p.213-219, Apr. 2006.

DE DEUS G.; COUTINHO FILHO, T. The use of white Portland cement as na apical plug in tooth with a necrotic pulp and wide-open apex: a case report. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.40, n.8, p.653-660, Aug. 2007.

DE DEUS, G. et al. The ability of Portland cement, MTA, and MTA BIO to prevent trough-and-trough fluid movement in repaired furcal perforations. **J. Endod.**, Baltimore, v.33, n.11, p.1374-1377, Nov. 2007.

DUARTE, M. A. et al. PH and calcium ion release of 2 root–end filling materials. **Oral. Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.95, n.3, p.345–347, Mar. 2003.

ECONOMIDES, N. et al. Short-term periradicular tissue response to mineral trioxide aggregate (MTA) as root-end filling material. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.36, n.1, p.44-48, Jan. 2003.

ESTRELA, C. et al. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. **Braz. Dent. J.**, São Paulo, v.11, n.1, p.3-9, 2000.

FARACO I. M. Jr.; HOLLAND R. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v.17, n.4,p.163-166, Aug. 2001.

FELIPPE, W. T.; FELIPPE, M. C. S; ROCHA, M. J. C. The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.39, n.1, p.2-9, Jan. 2006.

FRIDLAND, M.; ROSADO, R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. **J. Endod.**, Baltimore, v.29, n.12, p.814-817, Dec. 2003.

FUNTEAS, U. R.; WALLACE, J. A.; FOCHTMAN, E. W. A comparative analysis of Mineral Trioxide Aggregate and Portland cement. **Aust. Endod. J.**, Sidney, v.29, n.1,p.43-44, Apr. 2003.

GANDOLFI M. G. et al. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 43, n.9, p. 1-13, July 2010.

HACHMEISTER, D. R. et al. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. **J. Endod.**, Baltimore, v.28, n.5, p.386-390, May 2002.

HOLLAND, R. et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. **J. Endod.**, Baltimore, v.25, n.3, Mar. 1999a.

HOLLAND, R. et al. Reaction of dogs teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or glass ionomer sealer. **J. Endod.**, Baltimore, v.25, n.11, p.728-730, Nov. 1999b.

HOLLAND, R. et al. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. **J. Endod.**, Baltimore, v.27, n.4, p.281-284, Apr. 2001a.

HOLLAND, R. et al. Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with mineral trioxide aggregate or Portland cement. **Braz. Dent. J.**, São Paulo, v.2, n.12, p.109-113, Apr. 2001b.

ISLAM, I.; CHNG H. K.; YAP A .U. J. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. **J. Endod.**, Baltimore, v.32, n.3, p.193-197, Mar. 2006a.

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

KETTERING, J. D.; TORABINEJAD, M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. **J. Endod.**, Baltimore, v.21, n.11, p.537-539, Nov. 1995.

KOGAN, P.; HE, J.; GLICKMAN, G. N. The effects of various additives on setting properties of MTA. **J. Endod.**, Baltimore, v.32, n.6, p.569-572, June 2006.

KOH, E. T. et al. Celular response to mineral trioxide aggregate. **J. Endod.**, Baltimore, v.24, n.8, p.543-547, Aug. 1998.

LEE, S. J.; MONSEF, M.; TORABINEJAD, M. Sealing ability of mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. **J. Endod.**, Baltimore, v.19, n.11, p.541-544, Nov. 1993.

LEE, Y. L. et al. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. **Biomaterials**, Oxford, v.25, n.5, p.787-793, Feb. 2004.

MAH, T. et al. Periapical inflammation affecting coronally-inoculated dog teeth with root filling augmented by white MTA orifice plugs. **J. Endod.**, Baltimore, v.29, n.7, p.442-446, July 2003.

MANUAL TÉCNICO VEDACIT: Aditivos para concreto e argamassas. 39ªed. Salvador; 2003 [citado em 2005 Ago 8]. Disponível em: <http://www.vedacit.com.br>

MARTIN, R. et al. Sealing properties of mineral trioxide aggregate orthograde apical plugs and root fillings in an in vitro apexification model. **J. Endod.**, Baltimore, v.33, n.3, p.272-275, Mar. 2007.

MENEZES, R. et al. Histologic evaluation of pulpotomies in dog two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.98, n.3, p.376-379, Sept. 2004.

MORETTON, T. R. et al. Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of mineral trioxide aggregate and ethoxybenzoic acid cement. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.52, n.3, p.528-533, Oct./Dec. 2000.

PARIROKH, M.; TORABINEJAD, M. A comprehensive literature review-part I: chemical, physical, and antibacterial properties. **J. Endod.**, Baltimore, v.36, n.1, p.16-27, Jan. 2010a.

PARIROKH, M.; TORABINEJAD, M. Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review-part III: Clinical Applications, Drawbacks, and mechanism of action. **J. Endod.**, Baltimore, v.36, n.3, p.400-413, Mar. 2010b.

PITT FORD, T. R. et al. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 79, n. 6, p. 756-763, June 1995.

PITT FORD, T. R. et al. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.127, n.10, p. 1491-1494, Oct. 1996.

RAMACHANDRAN, V. S. Concrete **Admixtures handbook: Properties, Science and Technology**. Noyes Publications, New Jersey, 1984.

REYES-CARMONA J. F.; FELIPPE M. S.; FELIPPE W. T. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. **J. Endod.**, Baltimore, v.35, n.5, p.731-736, May 2009.

REYES-CARMONA J. F.; FELIPPE M. C. S.; FELIPPE W. T. The Biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. **J. Endod.**, Baltimore, v.36, n.2, p.286-291, Feb 2010a.

REYES-CARMONA J. F.; FELIPPE M. C. S.; FELIPPE W. T. A Phosphate-buffered saline intracanal dressing improves the biomineralization ability of mineral trioxide aggregate apical plugs. **J. Endod.**, Baltimore, v.36, n.10, p.1648-1652, Oct. 2010b.

REYES-CARMONA J. F. et al. Host-mineral trioxide aggregate inflammatory molecular signaling and biomineralization ability. **J. Endod.**, Baltimore, v.36, n.8, p.1347-1353, Aug 2010.

RIBEIRO D. A. et al. Biocompatibility in vitro tests of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cement. **J. Endod.**, Baltimore, v. 31, n.8, p.605-607, Aug. 2005.

ROY C. O.; JEANSONNE B. G.; GERRETS T. F. Effect of an acid environment on leakage of root-end filling materials. **J. Endod.**, Baltimore, v.27, n.1, p.7-8, Jan. 2001.

SAIDON, J. et al. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland cement. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.95, n.4, p.483-489, Apr. 2003.

SARKAR, N. K. et al. Physiochemical basis of the biologic properties of Mineral Trioxide Aggregate. **J. Endod.**, Baltimore, v.31, n.2, p.97-100, Feb. 2005.

SCHWARTZ, R. S. et al. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.130, n.7, p.967-975, July 1999.

SLUYK, S.; MOON P. C.; HARTWELL G. R. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. **J. Endod.**, Baltimore, v.24, n.11, p.468-471, Nov. 1998.

TANG, H. M.; TORABINEJAD M.; KETTERING J. Leakage evaluation of root end filling materials using endotoxin. **J. Endod.**, Baltimore, v.28, n.1, p.5-7, Jan. 2002.

TAY, F. R. et al. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the Portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. **J. Endod.**, Baltimore, v.33, n.11, p.1347-1351, Nov. 2007.

TAY, F. R.; PASHLEY D. H. Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine. **Biomaterials**, Oxford, v.29, n.8, p.1127-1137, Mar. 2008.

THOMSON, T. S. et. al. Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. **J. Endod.**, Baltimore, v.29, n.6, p. 407-412, June. 2003.

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

TORABINEJAD, M. et al. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. **J. Endod.**, Baltimore, v.20, n.4, p.159-163, Apr. 1994.

TORABINEJAD, M. et al. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. **J. Endod.**, Baltimore, v.21, n.3, p.109-112, Mar. 1995a.

TORABINEJAD, M. et al. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. **J. Endod.**, Baltimore, v.21, n.7, p.349-353, July 1995b.

TORABINEJAD, M. et. al. Antibacterial effects of some root end filling materials. **J. Endod.**, Baltimore, v.21, n.8, p.403-406, Aug. 1995c.

TORABINEJAD, M. et al. Investigation of mineral trioxide aggregate for root end filling in dogs. **J. Endod.**, Baltimore, v.21, n.12, p.603-608, Dec. 1995d.

TORABINEJAD, M. et al. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. **J. Endod.**, Baltimore, v.23, n.4, p.225-228, Apr. 1997.

TORABINEJAD, M.; CHIVIAN, N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. **J. Endod.**, Baltimore, v.25, n.3, p.197-205, Mar.1999.

TZIAFAS D. et al. The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term capping experiments. **Int. Endod. J.**, Oxford, v.35, n.3, p.245-254, Mar. 2002.

VALOIS, C. R.; COSTA, E. D. Jr. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end filling in vitro. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.97, n.1, p.108-11, Jan. 2004.

WU, M. K.; KONTAKIOTIS, E. G.; WESSELINK, P. R.; Long-term seal provided by some root-end filling materials. **J. Endod.**, Baltimore, v.24, n.8, p.557-560, Aug. 1998.

# APÊNDICES



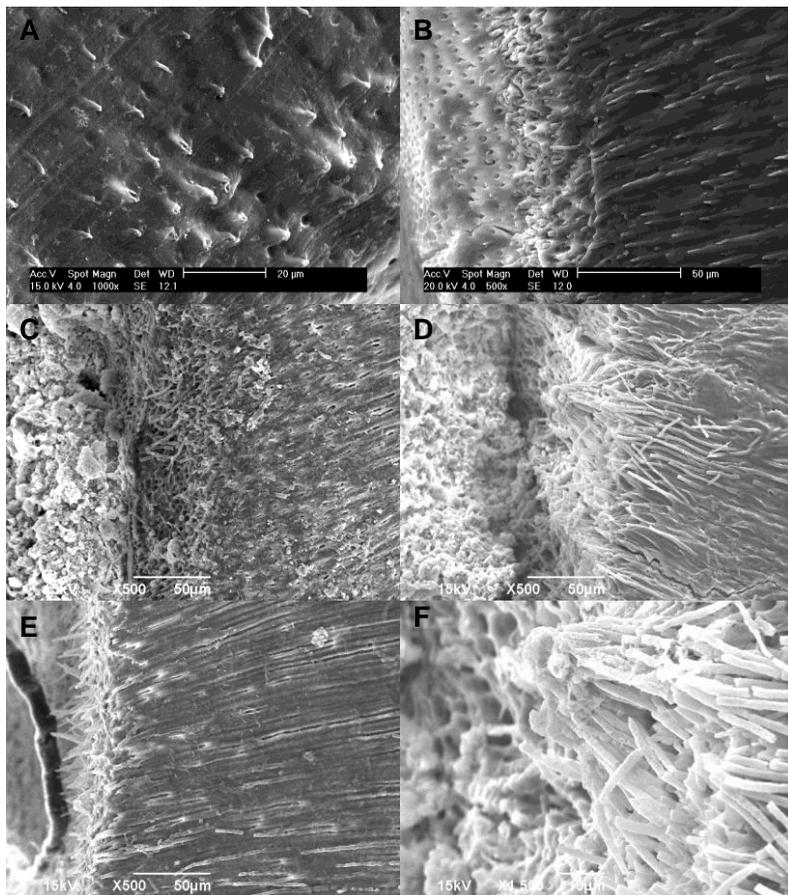


Figura 1 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos da interface material/dentina de tubos preenchidos com MTA Branco (A,C,E) e MTA BIO (B,D,F) no período de 30 dias.

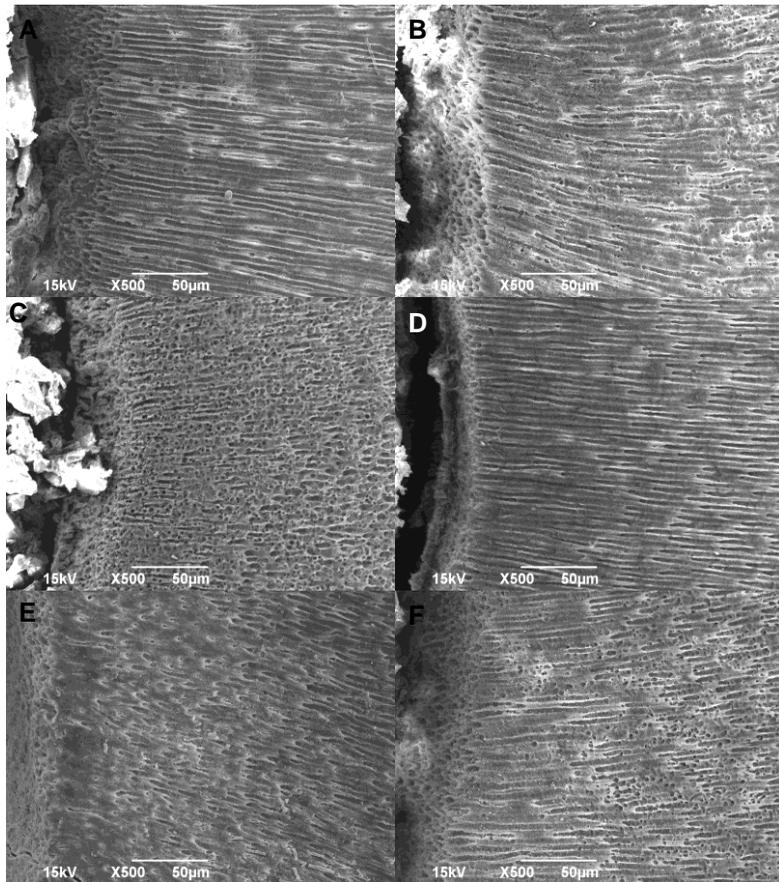


Figura 2 - imagens de fotomicrografias da interface CPI-dentina (A,C,E) e CP2-dentina (B,D,F) do período de 30 dias.

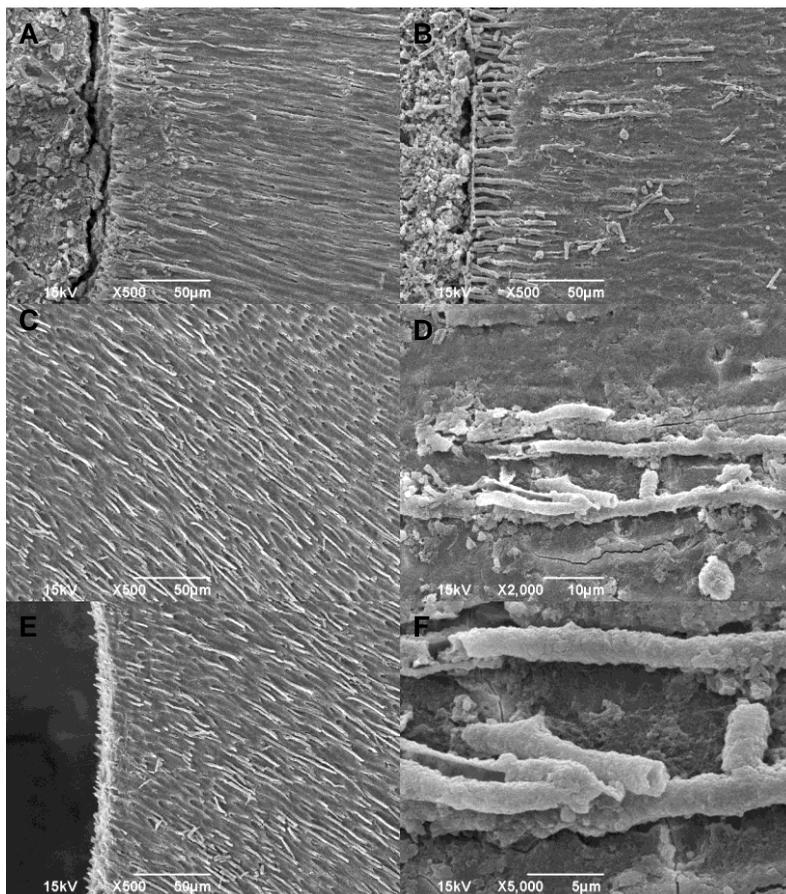


Figura 3 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 60 dias do MTA Branco (A,C,E) e MTA BIO (B,D,F).

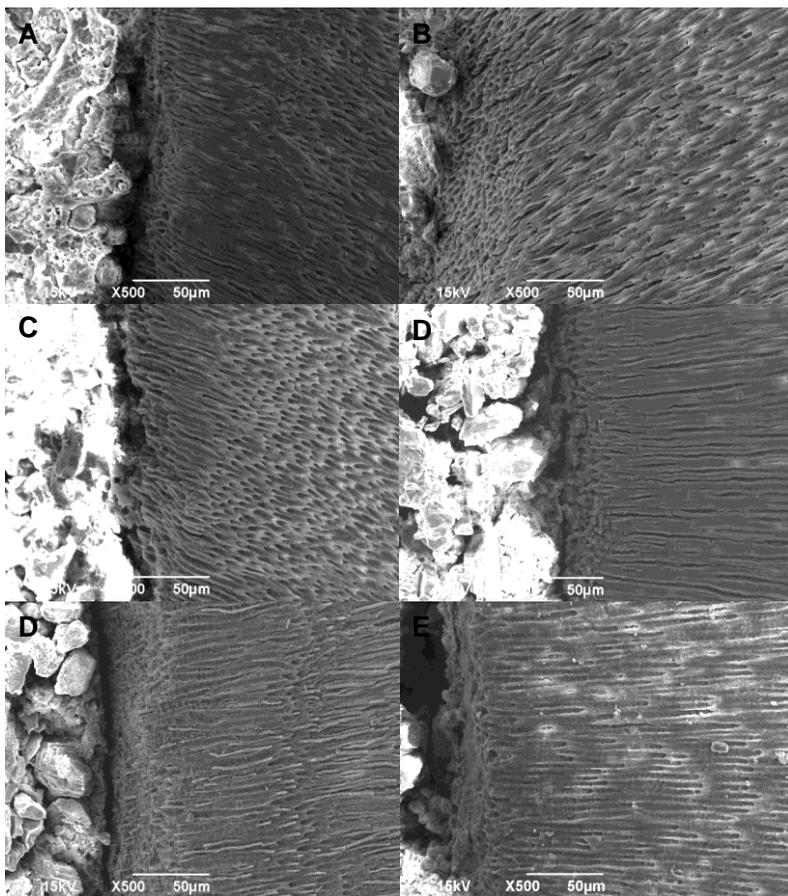


Figura 4 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 60 dias do CP1 (A,C,E) e CP2 (B,D,F).

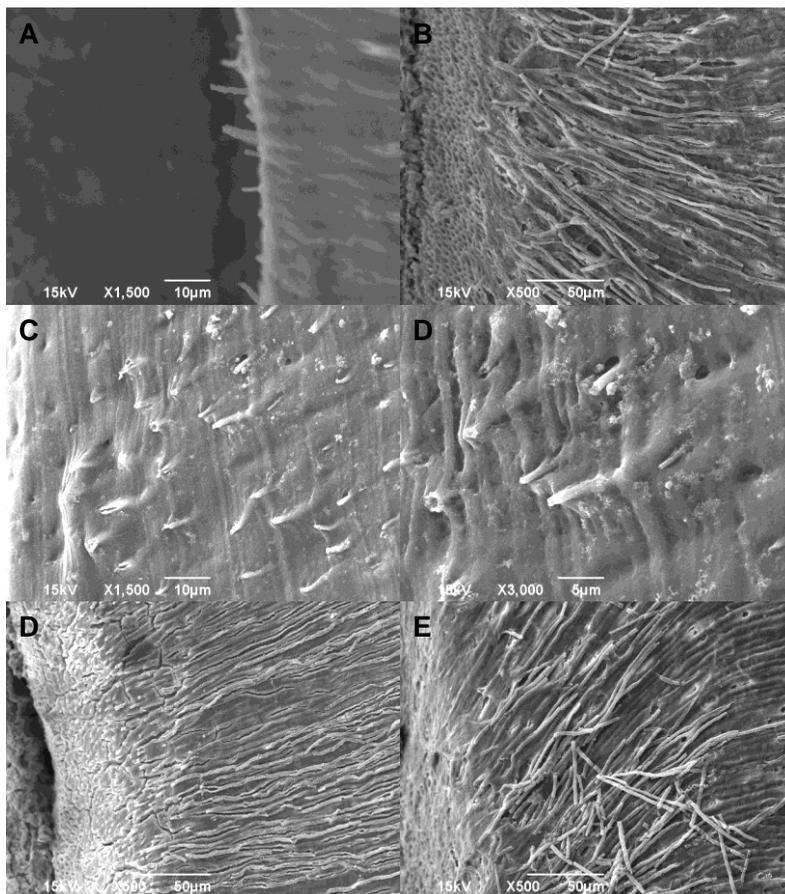


Figura 5 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 90 dias do MTA Branco.

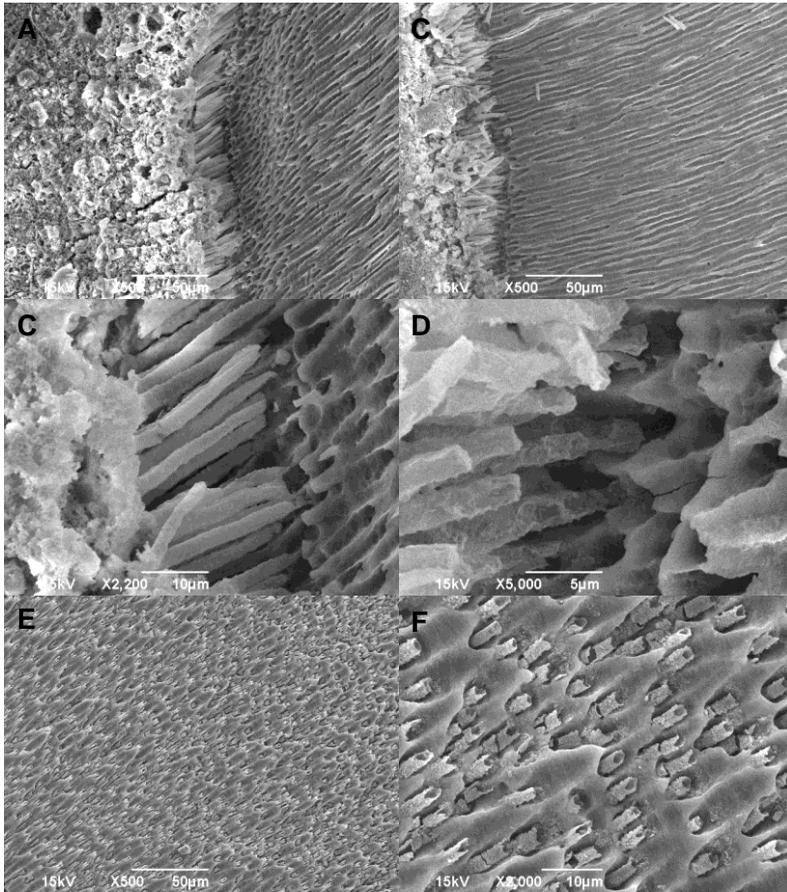


Figura 6 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 90 dias do MTA BIO.

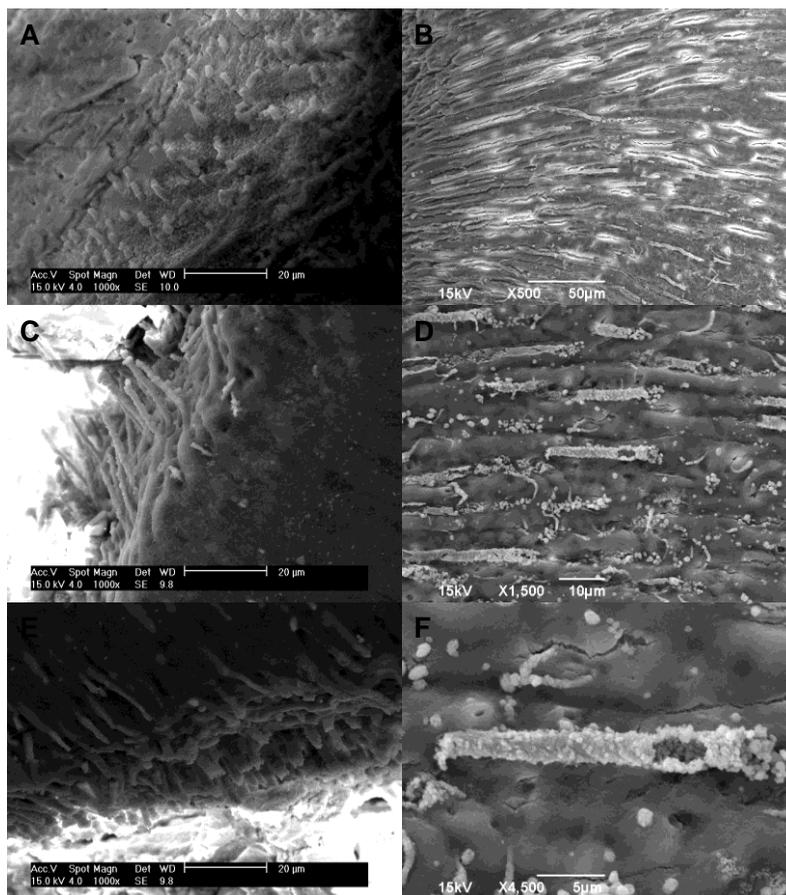


Figura 7 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 90 dias do CP1 (A,C,E) e CP2 (B,D,F).

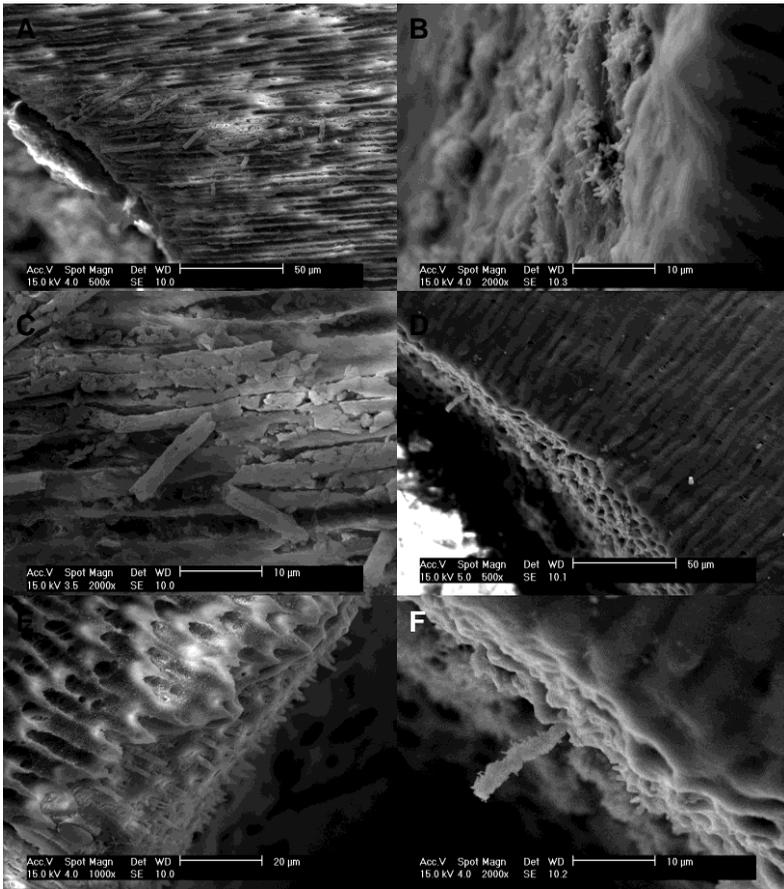


Figura 8 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 90 dias do CP1 (A,C,E) e CP2 (B,D,F).

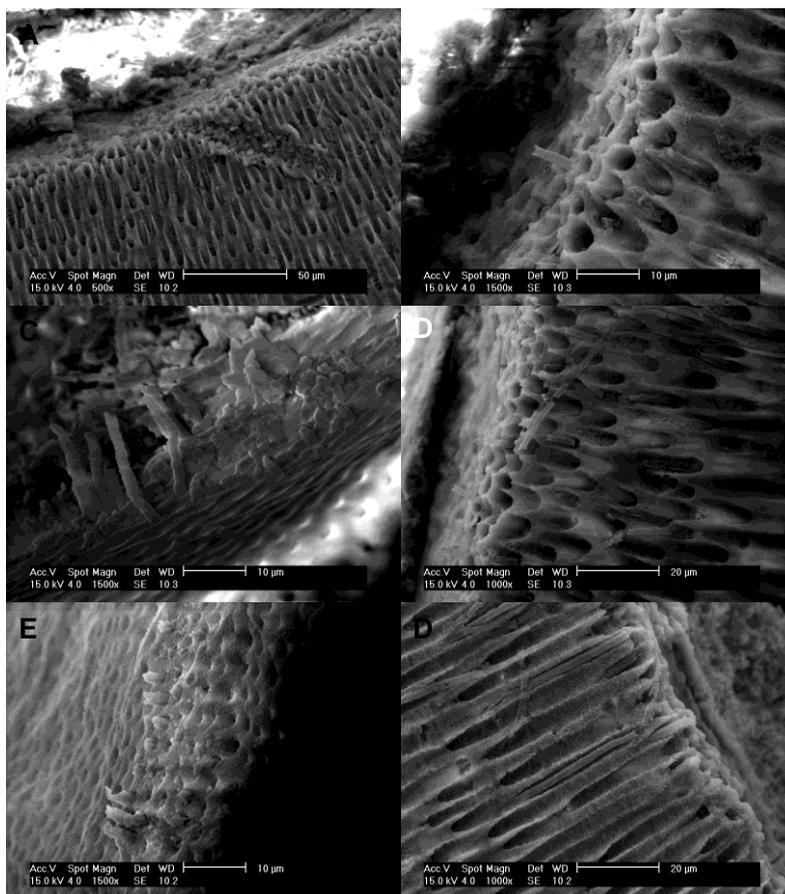


Figura 9 - imagens de fotomicrografias em diferentes aumentos do período de 90 dias do CP1 (A,C,E) e CP2 (B,D,F).



ANEXOS





**UNIVERSIDADE FEDERAL  
DE SANTA CATARINA**

**Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão  
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - CEP SH**

Campus Prof. João David Ferreira Lima - CEP 88040-900  
Trindade - Florianópolis - Santa Catarina - Brasil | [www.cep.ufsc.br](http://www.cep.ufsc.br) / +55 (48) 3721-9206

**PARECER SUBSTANCIADO – PROJETO Nº 074/09**

**I – Identificação:**

**Título do Projeto:** Análise da interface cimento-dentina após a implantação, em subcutâneo de ratos, de discos de dentina preenchidos com procoat mta, mta bio e portland branco.

**Pesquisador Responsável:** Mara Cristina Santos Felipe e co-orientador Wilson Tadeu Felipe.

**Pesquisador Principal:** Luonothar Antunes Schmitt Dreger

**Local onde a pesquisa será conduzida:** Depto de Odontologia/ CCS/ UFSC

**II - Objetivos:**

**Objetivo Geral:** Avaliar a interface cimento-dentina em discos de dentina preenchidos com diferentes cimentos.

**Específicos:** Avaliar a deposição mineral na interface cimento-dentina e no interior dos túbulos dentinários após a implantação, em tecido subcutâneo de ratos, o tempo e a camada mineral.

**III – Metodologia:**

Serão utilizados 32 ratos machos da linhagem Wistar. Serão utilizados 64 dentes humanos, extraídos por outros motivos e doados pelos pacientes através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

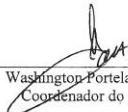
**IV – Parecer do CEP SH:**

**(X) Aprovado**

**PARECER:**

Ante o exposto, sou pela aprovação do projeto em análise.

Informamos que o parecer dos relatores foi aprovado em reunião deste Comitê na data de 27 de abril de 2009.

  
Washington Portela de Souza  
Coordenador do CEP SH

Fonte: CONEP/ANVS - Resoluções 196/96 e 251/97 do CNS.



**Resultado de Solicitação de Protocolo****Protocolo**

PP00301

**Título**

Análise da interface cimento-dentina após a implantação, em subcutâneo de ratos, de discos de dentina preenchidos com os cimentos ProRoot MTA®, MTA BIO e Portland Branco

**Data de Entrada**

26/03/2009

**Resultado:**

Aprovado

**Data/Prazo**

03/04/2009

**Considerações**

Ofício nº 033/CEUA/PRPe/2009

Do: Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais-CEUA

Ao(s): Prof(a) Dr(a) Mara Cristina Santos Felipe - Departamento de Estomatologia - CCS

Prezado(a) Professor(a),

Em relação ao protocolo de pesquisa sob sua responsabilidade a CEUA deliberou o seguinte:

- APROVADO, por 2 (dois) anos, para a utilização de 32 ratos (Rattus norvegicus).

- Processo cadastrado sob o número: 23080.008790/2009-71

Por ocasião do término desse protocolo, DEVERÁ SER APRESENTADO RELATÓRIO detalhado relacionando o uso de animais no Projeto desenvolvido nos resultados obtidos, conforme formulário ON LINE CEUA.

Atenciosamente,

**Relatório Final previsto para (90 dias após término da vigência do protocolo ou no momento da apresentação de um novo protocolo)****Data 07/07/2011**

Data 07/04/2009

**Parecer(es):**

Prof. Assoc. Carlos Rogério Tonussi, D.Sc.  
COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS – PRPE – UFSC  
PRESIDENTE



PP00301\_PP00301.pdf



