

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

FLÁVIA KOLLING MARQUEZAN

EFEITO DO CONTATO SANGUÍNEO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE
CIMENTOS MTA-*LIKE*

Porto Alegre

2015

FLÁVIA KOLLING MARQUEZAN

EFEITO DO CONTATO SANGUÍNEO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE CIMENTOS
MTA-LIKE

Trabalho apresentado ao Curso de Especialização em Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Endodontia.

Orientadora Profa. Dra. Renata Grazziotin
Soares

Porto Alegre

2015

CIP- Catalogação na Publicação

Marquezan, Flávia Kolling

Efeito do contato sanguíneo na resistência de união de cimentos MTA-LIKE / Flávia Kolling Marquezan. – 2015.

31 f. : il.

Trabalho de Conclusão (Especialização) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Curso de Especialização em Endodontia, Porto Alegre, BR-RS, 2015.

Orientadora: Renata Grazziotin Soares

1. Endodontia. 2. Sangue. 3. Cimentos dentários. I. Soares, Flávia Kolling. II. Título.

Dedico este trabalho aos meus pais Marcelino e Marli, à minha irmã Patrícia e ao meu noivo Rômulo. O carinho, apoio e incentivo de vocês me fazem seguir em frente, muito obrigada! Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

A Deus, por iluminar meu caminho, transmitir conforto e paz nos momentos de angústia e dúvidas.

Aos meus pais, Marcelino e Marli, pelo amor incondicional, educação, conselhos, carinho e compreensão. Obrigada pelo incentivo em continuar estudando, por apoiarem minhas decisões e por acreditarem em mim. Vocês são a razão de todo o meu esforço e empenho para chegar até aqui!

A minha irmã Patrícia, pela parceria, carinho, amizade. Obrigada por me ouvir, incentivar e comemorar minhas conquistas como tuas.

Ao meu noivo, amigo e companheiro de todas as horas, Rômulo, pelo carinho e compreensão. Teu apoio, mesmo à distância, foi fundamental para mim. Obrigada por tornar minha vida cada dia mais feliz!

A minha segunda família, Renato, Nayana, Rafael, Lunize, Renan e Jéssica, por todo o carinho, amizade e incentivo. Obrigada por torcerem por mim!

Agradecimento especial aos meus afilhados Rafael e Lunize, por me acolherem em Porto Alegre, pelos passeios no shopping, comilanças e inúmeros momentos divertidos. Minhas idas e vindas foram muito mais leves e prazerosas com a companhia de vocês!

A todos os professores do Curso de Especialização, Augusto Bodanezi, Fabiana Grecca, Francisco Montagner, João Ferlini Filho, Marcus Vinícius Reis Só, Patrícia Kopper Móra, Régis Burmeister dos Santos, Renata Grazziotin Soares, Simone Luisi, por todos os ensinamentos e orientações que contribuíram para o meu aprendizado.

A secretária do curso, Andréa, sempre eficiente e atenciosa com todos. Obrigada pela amizade e carinho!

A minha orientadora, Prof^a. Renata Grazziotin Soares, pela confiança, carinho e amizade. Sem dúvidas, a distância não prejudicou o andamento desse trabalho. Admiro muito tua competência e dedicação. Muito obrigada!

A Prof^a. Patrícia Kopper Móra, pelo carinho, preocupação e auxílio no andamento da pesquisa.

A Prof^a. Ângela Isabel dos Santos Dullius, pelo carinho, amizade e ajuda na estatística.

Aos meus colegas de curso, Ângela, Carina, Camila, Fabrício, Gabriela Blattes Gabriela Martins, Letícia, Mariana, Natália, Natasha e Roberto, pelos momentos de descontração, estudo e troca de experiências. Aprendi um pouco com cada um de vocês. Obrigada pelo carinho e amizade!

Ao Gabriel Pereira, Manuela Santini e Ricardo da Rosa, pelo auxílio na parte experimental do trabalho.

Aos pacientes, pela paciência e colaboração.

Obrigada a todos que de alguma forma fizeram parte dessa caminhada!

"Não há nada que não se consiga com a força de vontade, a bondade e, principalmente, com o amor."

Cícero

RESUMO

Marquezan, Flávia Kolling. **Efeito do contato sanguíneo na resistência de união de cimentos MTA-like**. 2015. 31f. Trabalho de Conclusão (Especialização) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

Materiais semelhantes ao agregado trióxido mineral original (MTA) ou à base de MTA são denominados de MTA-like. Durante a utilização clínica na endodontia, os cimentos MTA-like podem entrar em contato direto ou até mesmo serem incorporados ao sangue. O objetivo desse trabalho foi avaliar a influência da contaminação por sangue nas propriedades de união à dentina dos cimentos MTA Angelus[®] e Biodentine[™] por meio do teste *push-out* e análise em estereomicroscópio. Cento e vinte discos de dentina radicular com 1 mm de espessura e diâmetro interno de 1,3 mm foram confeccionados e os orifícios preenchidos com um dos cimentos MTA-like. 60 amostras foram utilizadas para cada tipo de cimento: 30 contaminadas com sangue de carneiro e 30 não contaminadas. As amostras foram armazenadas em estufa em três tempos experimentais após hidratação: 24 horas, 7 dias e 28 dias. Subsequente ao armazenamento, as amostras foram submetidas ao ensaio de *push-out* por meio de uma máquina de ensaios universais. O valor máximo da resistência de união (em Mpa) foi recordado para todas as amostras. Os valores foram submetidos à análise estatística por meio dos testes de Kruskal-Wallis (intra-grupo) e Mann-Whiney (entre-grupos) com $\alpha=.05$. Além disso, os discos de dentina foram observados em estereomicroscópio com aumento de 15X para determinar a natureza da falha de união, sendo classificada em: falha adesiva, coesiva ou mista. Os valores médios (Mpa) de resistência de união para o MTA Angelus[®] foram: a) meio não contaminado: 1,3055 (24 horas), 2,0240 (7 dias) e 2,6458 (28 dias); b) meio contaminado com sangue: 2,1740 (24 horas), 2,3020 (7 dias) e 1,8178 (28 dias). Os valores para o Biodentine[™] foram: a) meio não contaminado: 10,7680 (24 horas), 6,9900 (7 dias) e 6,0805 (28 dias); b) meio contaminado com sangue: 11,4340 (24 horas), 8,9730 (7 dias) e 5,9900 (28 dias). Na análise entre-grupos o Biodentine[™] apresentou maior resistência de união nos 3 tempos experimentais, independente do meio ser contaminado ou não. Em relação à natureza da falha de união, a maioria das amostras (nos dois meios, nos 3 tempos) apresentou falha do tipo coesiva. Como conclusão, o cimento Biodentine[™] apresentou valores semelhantes de resistência de união nos meios não contaminado e contaminado em 24 horas, 7 dias e 28 dias. Além disso, o cimento Biodentine[™] apresentou maior resistência de união do que o MTA Angelus[®], nos 3 tempos experimentais, independente do meio ser contaminado com sangue ou não.

Palavras-chave: Endodontia. Sangue. Cimentos dentários.

ABSTRACT

Marquezan, Flávia Kolling. **Effect of blood contact on the bond strength of MTA-like cements**. 2015. 31f. Final Paper (Specialization) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

Materials like to the original mineral trioxide aggregate (MTA) or based on MTA are referred to MTA-like. During use in endodontics, the MTA-like cements can direct contact or even be incorporated with blood. The aim of this study was to evaluate the influence of blood contamination in adhesives properties of the MTA Angelus® and Biodentine™ cement through the push-out testing and analysis in stereomicroscope. One hundred and twenty radicular dentin slices with a thickness of 1.0 mm and internal diameter of 1.3 mm were prepared and filled with a cement MTA-like. 60 samples were used for each type of cement: 30 contaminated with sheep blood and 30 uncontaminated. The samples were stored in an oven for three experimental days after hydration 24 hours, 7 days and 28 days. Subsequent to the storage, the samples were subjected to push-out test using a universal testing machine. The maximum bond strength (in MPa) was remembered for all samples. The values were submitted to intra-group statistical analysis (Kruskal-Wallis test) and between groups (Mann-Whitney test) with $\alpha = .05$. Moreover, dentin slices were observed with a stereomicroscope at 15X increase to determine the type of failure, being classified into an adhesive, cohesive or mixed failure. The mean values (MPa) bond strength for the MTA Angelus® were: a) means uncontaminated: 1.3055 (24 hours), 2.0240 (7 days) and 2.6458 (28 days); b) means contaminated with blood: 2.1740 (24 hours), 2.3020 (7 days) and 1.8178 (28 days). The values for the Biodentine™ were: a) means uncontaminated: 10.7680 (24 hours), 6.9900 (7 days) and 6.0805 (28 days); b) means contaminated with blood: 11.4340 (24 hours), 8.9730 (7 days) and 5.9900 (28 days). In the analysis between the groups Biodentine™ showed higher bond strength in the 3 experimental times, regardless of the environment being contaminated or not. In relation to the predominant type of failure, most failures were cohesive. In conclusion, the Biodentine™ cement showed similar values of bond strength in uncontaminated and contaminated environments in 24 hours, 7 days and 28 days. Furthermore, the Biodentine™ cement showed higher bond strength than the MTA Angelus® in three experimental times, regardless of the environment being contaminated with blood or not.

Keywords: Endodontics. Blood. Dental cements.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	METODOLOGIA.....	14
2.1	PREPARO DAS AMOSTRAS.....	14
2.2	ARMAZENAMENTO DAS AMOSTRAS.....	15
2.3	ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO.....	16
2.4	AVALIAÇÃO DO TIPO DE FALHA EM ESTEREOMICROSCÓPIO.....	17
2.5	ANÁLISE DOS DADOS.....	17
3	RESULTADOS.....	19
4	DISCUSSÃO.....	22
5	CONCLUSÃO.....	27
	REFERÊNCIAS.....	28

1 INTRODUÇÃO

Material de uso na endodontia, o Agregado Trióxido Mineral (MTA) foi desenvolvido na década de 90 (TORABINEJAD; WHITE, 1995; TORABINEJAD et al., 1995). Além de ser biocompatível, o cimento MTA é antibacteriano (AL-HEZAIMI et al., 2006), capaz de se adaptar de forma adequada às paredes do canal (SHOKOUHINEJAD et al., 2010), apresenta boa capacidade de selamento (TORABINEJAD; PARIROKH, 2010) e radiopacidade (CAMILLERI, 2009), possibilitando sua visualização na radiografia. Além disso, o MTA tem a capacidade de induzir a formação de tecido mineralizado (ZHU, 2000) e pode ter sua reação de presa em meio úmido (TORABINEJAD et al., 1995; KOH et al., 1998).

O MTA Angelus® (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, Brasil) foi desenvolvido no Brasil e lançado em 2001 na cor cinza. No produto da Angelus, a concentração de sulfato de cálcio foi reduzida, objetivando a diminuição do tempo de presa (ISLAM; CHNG; YAP, 2006; BORTOLUZZI et al., 2009; VIVAN et al., 2010). Mais tarde, o MTA na cor branca começou a ser produzido por meio da eliminação do óxido férrico (ANSARI; RANJPOUR, 2010), já que a coloração inicial cinza poderia causar escurecimento dentário (ANTUNES BORTOLUZZI et al., 2006).

Diversos materiais que tem como base os componentes do MTA original ou semelhantes são denominados na literatura como cimentos MTA-*like*, como o Biodentine™ (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés França). Este material é composto pelo pó, o qual é comercializado em cápsulas semelhantes às de amálgama, e por um líquido, que vem armazenado em um pequeno blister. O pó do material é composto por silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato de cálcio, óxido de zircônio; o líquido é o cloreto de cálcio, adicionado de um polímero hidrossolúvel.

Em virtude de todas as desejáveis características e de ser o material de escolha nos casos de selamento de perfurações, o MTA passou a ser indicado e utilizado em muitas outras aplicações clínicas, tais como: material retro-obturador após apicetomia (CHONG; PITT FORD; HUDSON, 2003; LINDEBOOM et al., 2005), uso em terapia de polpa vital (NAIR et al., 2008; MILES et al., 2010; ANSARI; RANJPOUR, 2010), barreira apical em dentes

com rizogênese incompleta e necrose pulpar (CHALA; ABOUQAL; RIDA, 2011), reparo de defeitos causados por reabsorções radiculares (BARATTO-FILHO et al., 2005; DANESH; KARAMIFAR; ABBOTT, 2011) bem como coadjuvante na terapia de revascularização (TORABINEJAD; TURMAN, 2011).

Durante a aplicação clínica, o material entra contato com o sangue e este pode ser incorporado ao cimento durante a presa. Esta contaminação pode ter um efeito prejudicial nas propriedades físico-químicas do cimento, o que levaria a resultados clínicos indesejáveis, como por exemplo: deslocamento do material da cavidade retro obturadora, infiltração marginal quando o cimento é usado em selamento de perfurações, e falha na resistência quando o cimento é usado no selamento de defeitos de furca. A literatura disponibiliza alguns trabalhos que investigaram o efeito da contaminação sanguínea sobre os cimentos MTA-like; porém, os achados ainda não permitem uma conclusão definitiva sobre o que ocorre na prática se o cimento é contaminado com sangue (VANDERWEELE; SCHWARTZ; BEESON, 2006; NEKOOFFAR et al., 2010; NEKOOFFAR; STONE; DUMMER, 2010; SALEM MILANI et al., 2013; RAHIMI et al., 2013; OLOOMI et al., 2013).

Segundo Torabinejad et al. (1994), a contaminação sanguínea do MTA não teve nenhum efeito significativo na infiltração de corante, em um modelo endodôntico-cirúrgico *ex vivo*. Martell e Chandler (2002) compararam propriedades eletroquímicas e infiltração de corante no MTA, IRM e Super EBA quando usados como material retro-obturador em dentes extraídos depois de imersos por 24 horas em sangue de cavalo desfibrinado. O MTA foi associado com menos infiltração que os outros materiais. Vanderweele, Schwartz e Beeson (2006) inseriram MTA em perfurações radiculares simuladas previamente contaminadas com sangue humano e encontraram maior resistência ao deslocamento nas amostras não contaminadas depois de 7 dias.

Tingey, Bush e Levine (2008) simularam a exposição do MTA ao fluido tissular humano pela exposição do material ao soro fetal bovino e investigaram a microestrutura de superfície por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Os autores encontraram diferenças acentuadas na superfície do MTA quando exposto à água destilada ou ao FBS e alertam para a necessidade de futuros estudos nesta linha utilizando modelos experimentais mais relevantes. Nekoofar, Stone e Dummer (2010) e Nekoofar et al. (2010) já relataram que,

quando o sangue se incorpora dentro do MTA, sua resistência à compressão é reduzida e prejudica a microdureza de superfície. A dureza pode fornecer uma indicação da quantidade de material que sofreu hidratação durante o processo de presa (LEE et al., 2004; CAMILLERI, 2007; CAMILLERI, 2008; NEKOOOFAR et al., 2007).

Diante da necessidade de informações adicionais que enriqueçam o conhecimento sobre o efeito do sangue nas propriedades de cimentos MTA-*like*, o objetivo desse trabalho foi avaliar a influência da contaminação por sangue de carneiro na resistência de união à dentina dos cimentos MTA Angelus® e Biodentine™. O estudo empregou testes de *push-out* e análise visual em estereomicroscópio para observar qual o tipo de falha presente: adesiva, coesiva ou mista. A hipótese nula deste trabalho foi que a contaminação sanguínea não altera a resistência de união do cimento à dentina para os dois tipos de material em 24 horas, 7 dias ou em 28 dias após hidratação.

2 METODOLOGIA

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Certificado de Apresentação para Apreciação Ética: 37107614.0.0000.53.47).

2.1 PREPARO DAS AMOSTRAS

Um total de 25 dentes humanos foram coletados na Faculdade de Odontologia da UFRGS a partir da concordância e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido pelos pacientes. Para compor a amostra, o dente deveria ter indicação de exodontia, porção radicular íntegra e não apresentar tratamento endodôntico. Os dentes foram desinfetados em hipoclorito de sódio 5,25% durante 30 minutos, lavados em água corrente e secos com toalhas de papel. Os elementos foram seccionados transversalmente para a obtenção de 120 discos de dentina radicular (1 mm de espessura) utilizando um disco diamantado em uma máquina de corte (Labcut 1010: Extec Corp., Enfield, CT, EUA). O lúmen dos discos foi instrumentado utilizando uma broca Gates-Glidden número 5 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) visando padronizar o diâmetro interno das amostras (1,3 mm de diâmetro). Os discos foram randomizados nos diferentes grupos, seguindo a sequência gerada por um programa de computador (Disponível em: <http://www.random.org/>). Para as amostras contaminadas, foi inserido sangue no interior do lúmen dos discos (Labsul: Produtos para Laboratório, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil) e o cimento MTA-*like* correspondente ao grupo foi hidratado e introduzido. Durante essa manobra, os discos de dentina permaneceram apoiados em gaze umedecida. Para as amostras sem contaminação, não houve inserção de sangue no lúmen de dentina.

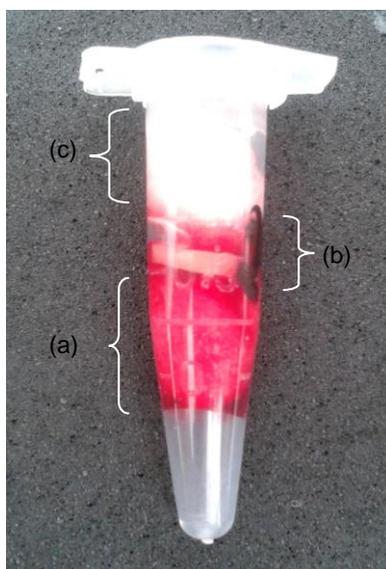
A hidratação (mistura pó – líquido) dos cimentos deu-se conforme recomendação dos fabricantes. Para o grupo cimento MTA Angelus[®], 0,33 gramas de água destilada foi acrescentada a um grama do pó do material, a partir da pesagem em uma balança de precisão Mod. FA2004 (Coleman Equipamentos para Laboratório Com. E Imp. Ltda., Santo André, São Paulo, Brasil). O pó do material e a água destilada foram imediatamente inseridos em

uma cápsula de amálgama, limpa e esterilizada, e submetidos à vibração em amalgamador durante 30 segundos. Para o grupo Biodentine™, a quantidade de pó e líquido utilizada foi aquela fornecida na cápsula e no blister. Após abertura da cápsula contendo o pó do material, o líquido de dentro do blister foi inserido dentro da cápsula, em cima do pó, e a mistura foi levada para vibração no amalgamador por 30 segundos.

2.2 ARMAZENAMENTO DAS AMOSTRAS

Os discos preenchidos foram colocados em um tubo plástico tipo Eppendorf (Eppendorf UK Ltd, Cambridge, Reino Unido) entre dois pensos de algodão. Para as amostras contaminadas, o penso de algodão inferior foi molhado em sangue de carneiro e o superior umedecido na água destilada (Figura 1). Para as amostras não contaminadas, os dois pensos de algodão foram molhados/umedecidos em água destilada.

Figura 1 – Eppendorf contendo a amostra contaminada com sangue (a) penso de algodão umedecido com sangue (b) disco de dentina contendo o cimento MTA-like (c) penso de algodão umedecido com água destilada.



Fonte: Da autora, 2015.

As 60 amostras pertencentes a cada grupo (MTA Angelus® ou Biodentine™), contaminadas (n=30) ou não (n=30), foram incubadas a 37°C e 95%-100% de umidade por 24 horas (n=10), 7 dias (n=10) e 28 dias (n=10).

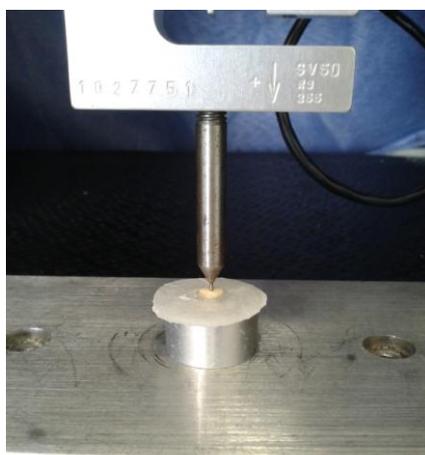
2.3 RESISTÊNCIA DE UNIÃO, TESTE PUSH-OUT

A cada tempo experimental, as amostras foram removidas da estufa e submetidas ao ensaio de *push-out* em máquina de ensaio universal (DL-2000, Emic equipamentos e sistemas de ensaio, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Foi utilizada uma célula de carga de 50Kgf à velocidade de 1mm/min.

Primeiramente, um disco de resina acrílica incolor (JET: Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) com 3 cm de diâmetro foi confeccionado manualmente com o auxílio de duas placas de vidro. No centro deste disco foi realizado um orifício com uma broca Largo 6. Após, os discos de dentina foram fixados no disco de resina acrílica por meio de microbrush (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) e cianocrilato (Super Bonder: Henkel Ltda., São Paulo, Brasil), de forma que o lúmen do disco de dentina coincidissem com o orifício central do disco de resina acrílica.

Em seguida, o conjunto disco de dentina/disco de resina acrílica foi posicionado sobre um dispositivo metálico. Para o ensaio de *push-out*, um cilindro metálico (diâmetro de 0,85 mm) aplicou uma carga de forma descendente na superfície do MTA (Figura 2). A carga máxima aplicada no cimento no momento do deslocamento do material foi registrada em Newtons e dividida pela área de adesão (mm²) do disco de dentina a fim de adquirir o valor da resistência de união em MPa. A área adesiva foi calculada conforme a fórmula $2\pi r \times h$, sendo π a constante 3,14, r é o raio do interior do disco de dentina e h a espessura da fatia de dentina em milímetros.

Figura 2 – Teste de *push-out* na máquina de ensaio universal.



Fonte: Da autora, 2015.

2.4 AVALIAÇÃO DO TIPO DE FALHA EM ESTEREOMICROSCÓPIO

Após o teste de *push-out*, todos os discos de dentina foram levados ao estereomicroscópio (Discovery V20, Carl Zeiss, Alemanha) e fotografados em aumento de 15X. As imagens foram armazenadas com códigos (letras e números) no computador (imagens em formato JPEG) e posteriormente analisadas por 2 avaliadores que estavam cegados para o experimento. Cada avaliador analisou duas vezes todas as amostras, com cerca de 15 dias de intervalo entre as análises, classificando as imagens de acordo com o tipo de falha de união do cimento à dentina: a) adesiva – falha entre o cimento MTA-like e a interface de dentina; b) coesiva – falha dentro do cimento MTA-like ou c) mista – ambos os tipos de falha (Figura 3).

Figura 3 – Discos de dentina ilustrando os três diferentes padrões de falha observados por meio do estereomicroscópio: (a) adesiva; (b) coesiva; (c) mista.



Fonte: Da autora, 2015.

2.5 ANÁLISE DOS DADOS

Devido a distribuição não normal dos dados provenientes do teste *push-out*, a análise foi realizada utilizando testes não-paramétricos. Os dados foram analisados por meio dos testes de Mann-Whitney (análise entre-grupos) e Kruskal-Wallis (análise intra-grupo) com nível de significância de 5%. A análise intra-grupo objetivou mostrar se a contaminação sanguínea teve influência na resistência de união do cimento nos três tempos experimentais; e a análise entre grupos mostrou qual dos dois cimentos foi mais afetado pela

contaminação sanguínea nos três tempos após hidratação (24 horas, 7 dias ou 28 dias).

Os dados resultantes da avaliação em estereomicroscópio foram analisados por meio do coeficiente de correlação Tau b de Kendall (τ) para avaliar a concordância intra e interexaminadores. Os achados foram reportados de forma descritiva (frequência).

3 RESULTADOS

A Tabela 1 mostra os valores médios (e desvio padrão) de resistência de união dos dois cimentos avaliados, no meio não contaminado ou contaminado, nos três diferentes tempos após hidratação.

Em relação à contaminação (análise intra-grupo) para o MTA Angelus[®], os resultados foram os seguintes:

- 1) No meio não contaminado (água destilada), houve diferença estatística nos valores de resistência de união nos três tempos analisados ($p=0,000$). Observou-se um aumento da resistência de união com o decorrer do tempo. Quando se comparou os tempos experimentais dois a dois, obteve-se: resistência de união maior 7^o dia em relação às 24 horas ($p=0,001$); resistência de união maior no 28^o dia em relação ao 7^o ($p=0,000$); bem como, valor maior no 28^o dia em relação às 24 horas ($p=0,041$).
- 2) No meio contaminado com sangue, não houve diferença estatística nos valores de resistência de união nos três diferentes tempos ($p=0,863$).

Em relação à contaminação (análise intra-grupo), para o Biodentine[™], os resultados foram os seguintes:

- 1) No meio não contaminado (água destilada), não houve diferença estatística entre os tempos 24h e 28 dias ($p=0,684$) e entre 7 dias e 28 dias ($p=0,063$). Diferença estatística foi observada entre os tempos 24h e 7 dias, sendo que em 24h o cimento apresentou maior resistência ($p=0,016$).
- 2) No meio contaminado com sangue, não houve diferença estatística entre 7 dias e 28 dias ($p=0,557$). Apesar disso, na análise entre os tempos 24h e 7 dias; e 24h e 28 dias, a resistência de união em 24h foi superior às demais ($p=0,023$; $p=0,001$, respectivamente).

Para análise entre-grupos, ou seja, a análise da resistência de união entre os dois tipos de cimentos MTA em um mesmo período de tempo e meio, observou-se que:

- 1) No meio não contaminado (água destilada), o Biodentine™ apresentou maior resistência de união quando comparado ao MTA Angelus® em 24h ($p=0,0002$), 7 dias ($p=0,0041$) e 28 dias ($p=0,000$).
- 2) No meio contaminado com sangue, o Biodentine™ também apresentou maiores valores de resistência de união em todos os períodos de tempo, 24 horas, 7 dias e 28 dias ($p=0,0002$; $p=0,0012$; $p=0,0005$, respectivamente).

Sendo assim, quando analisamos os três tempos e os dois tipos de cimentos, o MTA Angelus® apresentou menor resistência à união que o Biodentine™ tanto em água destilada como em sangue.

Tabela 1 – Média e desvio-padrão (DP) do valor de resistência de união (MPa) dos cimentos MTA Angelus® e Biodentine™ para cada um dos grupos experimentais.

		Não Contaminado (água destilada)		Contaminado (Sangue)	
		Média (MPa)	Desvio- Padrão	Média (MPa)	Desvio- Padrão
MTA Angelus®	24hs	1,3055	1,3223	2,1740	1,3818
	7 dias	2,0240	1,8650	2,3020	2,1506
	28 dias	2,6458	1,8882	1,8178	1,3817
Biodentine™	24hs	10,7680	4,2843	11,4340	3,4185
	7 dias	6,9900	6,5588	8,9730	8,6052
	28 dias	6,0805	3,3941	5,9900	2,7410

Fonte: Da autora, 2015.

Em relação à natureza da falha dos espécimes submetidos ao teste de *push-out*, observou-se concordância excelente tanto na análise intra (Tau b de Kendall RGS=1,0 e FKM=0,91) como interexaminador (Tau b de Kendall=0,81). A Tabela 2 mostra que houve predominância de falhas do tipo coesiva, isto é, falha no cimento.

Tabela 2 – Modo de falha dos espécimes submetidos ao teste de *push-out*.

		Não Contaminado (água destilada)			Contaminado (Sangue)		
		Adesiva	Coesiva	Mista	Adesiva	Coesiva	Mista
MTA [®] Angelus	24hs	1/10	7/10	2/10	0/10	7/10	3/10
	7 dias	0/10	7/10	3/10	0/10	6/10	4/10
	28 dias	1/10	5/10	4/10	1/10	5/10	4/10
Biodentine [™]	24hs	1/10	7/10	2/10	2/10	3/10	5/10
	7 dias	2/10	6/10	2/10	4/10	1/10	5/10
	28 dias	2/10	5/10	3/10	4/10	1/10	5/10

Fonte: Da autora, 2015.

4 DISCUSSÃO

A técnica clínica de inserção dos cimentos MTA-*like* é, muitas vezes, um procedimento desafiador para o profissional no que concerne à manutenção do campo seco, livre de fluidos teciduais e sangue. Dessa maneira, todos os esforços para que se consiga um melhor entendimento do que acontece com as propriedades do cimento na presença de contaminação sanguínea são desejados. Assim, o presente estudo foi motivado por este desafio que o profissional enfrenta e pela insuficiência de estudos científicos que mostrem a influência da contaminação sanguínea, principalmente no cimento Biodentine™.

Os principais achados deste presente estudo mostraram que: a) O MTA Angelus® em meio livre de contaminação teve aumento da resistência de união com o passar do tempo, porém, quando contaminado, a resistência de união não foi diferente, desde 24 horas após a mistura, até 28 dias; b) O Biodentine™ mostrou uma tendência a ter maior valor de resistência de união, logo após a mistura, isto é, em 24 horas, tanto para o meio livre de contaminação quanto para o meio contaminado com sangue; c) considerando-se os três tempos experimentais e os dois tipos de cimentos, o MTA Angelus® apresentou menor resistência à união que o Biodentine™, tanto no meio não contaminado, quanto no contaminado com sangue, d) a maioria das falhas de união foram coesivas (falhas no cimento).

A mudança do padrão dos valores de resistência de união para o MTA Angelus®, quando contaminado com sangue, é suportada por outros estudos que também mostram que a presença de contaminação sanguínea afeta negativamente as propriedades físicas do MTA (VANDERWEELE; SCHWARTZ; BEESON, 2006; NEKOO FAR; STONE; DUMMER, 2010; NEKOO FAR et al., 2010; SALEM MILANI et al., 2013; RAHIMI et al., 2013; OLOOMI et al., 2013). Baseado nisso, uma das recomendações dos autores citados é a remoção do sangue do local da perfuração antes de acomodar o cimento MTA-*like* (VANDERWEELE; SCHWARTZ; BEESON, 2006; NEKOO FAR et al., 2010; RAHIMI et al., 2013; OLOOMI et al., 2013). Acreditamos que esta recomendação pode ser conseguida, de forma previsível, no selamento de perfurações; porém, é imprevisível quando se utiliza o cimento

MTA-*like* como material retro-obturador, bem como na técnica de revascularização pulpar para dentes imaturos necrosados. Conseqüentemente, um cimento que tenha propriedades adequadas na presença de sangue é desejável.

Os nossos achados mostraram que, apesar de o sangue ter afetado a propriedade de resistência de união à dentina do MTA Angelus[®], o Biodentine[™] pareceu não ser afetado pela contaminação sanguínea, apresentando resistência de união semelhante, tanto no meio livre de contaminação, quanto no meio contaminado (em 24 horas após hidratação tiveram maiores valores de resistência de união). Estes resultados observados no cimento Biodentine[™] podem representar uma segurança maior para o profissional, isto é, a possibilidade de saber que, se o cimento entrar em contato com sangue, vai se comportar de forma semelhante a um meio não contaminado. Apesar dessa hipótese, os achados de um estudo *in vitro* não devem ser extrapolados diretamente para a prática clínica, já que no cenário clínico, muitos outros fatores estão envolvidos, como por exemplo: tamanho da perfuração a ser selada, local da perfuração (terço da raiz ou furca), pH do tecido, material restaurador a ser utilizado em contato com o cimento MTA-*like* etc.

O teste de *push-out* é um método satisfatório e muito utilizado na literatura odontológica para avaliar a resistência de união (também denominada de resistência de adesão ou adesividade) dos diferentes materiais à dentina (SHOKOUHINEJAD et al., 2010). Um estudo interessante e recente foi o de RAHIMI et al. (2013), onde avaliou-se efeito da contaminação sanguínea na resistência de união do MTA Angelus[®] branco e enriquecido com cálcio em perfurações simuladas na área de furca após 24h, 72h e 7 dias. As amostras foram contaminadas com sangue ou solução salina (controle) e avaliadas por meio do teste de *push-out*. Assim como nosso estudo, os autores não observaram diferença estatística na resistência de união das amostras do MTA Angelus[®] contaminadas com sangue no decorrer do tempo.

Além dos testes de *push-out*, muitos outros testes mecânicos (por exemplo, microdureza Vickers, resistência à compressão, teste do tempo de presa) têm sido utilizados para demonstrar as propriedades dos cimentos MTA-*like* quando submetidos, não apenas à contaminação sanguínea, mas também

a algum fator modificante, como por exemplo: condicionamento ácido (KAYAHAN et al., 2009), diferentes radiopacificadores (GRAZZIOTIN-SOARES et al., 2014), mudança de pH (SHOKOUHINEJAD et al., 2010) etc.

Uma das propriedades que é mais reportada na literatura é a resistência à compressão. Em 2014, Butt et al. mostraram que os valores de resistência à compressão dos cimentos MTA Angelus[®] e Biodentine[™] aumentaram no decorrer do tempo após a hidratação. Em relação à microdureza de superfície, Nekoofar et al. (2010) não observaram diferença significativa entre os cimentos MTA ProRoot[®] branco e cinza armazenados em sangue, soro humano ou água destilada (controle) após 4 e 180 dias. A contaminação sanguínea do cimento também foi o fator de investigação no estudo de Oloomi et al. (2013). Os autores avaliaram o efeito da contaminação sanguínea na resistência à compressão do Root MTA[®] modificado com cloreto de cálcio após 3 horas, 24 horas e 1 semana. Em todos os grupos, a resistência à compressão aumentou significativamente ao longo do tempo.

A análise entre-grupos mostrou maiores valores de resistência de união para o cimento Biodentine[™], independente da presença de sangue e do tempo experimental, em relação ao MTA Angelus[®]. A partir desses resultados, a nossa recomendação é dar preferência para o uso do Biodentine[™], em relação ao MTA Angelus[®], quando se prevê contaminação sanguínea significativa no campo clínico. Porém, levando-se em consideração que este é um estudo *in vitro* e que os valores entre os dois cimentos não foram muito discrepantes, é possível que no cenário clínico não haja diferença. Além disso, o cimento Biodentine[™] ainda não é comercializado no Brasil, o que restringe às opções do profissional brasileiro.

O comportamento semelhante do Biodentine[™] em relação à resistência de união, tanto no meio livre de contaminação quanto no meio sanguíneo, bem como os valores mais elevados em relação ao cimento da Angelus[®] podem ser resultantes das características advindas do processamento do material, como por exemplo: temperatura de sinterização, matéria-prima e quantidade de óxidos na composição (BUTT et al., 2014). Além disso, a consistência e o aspecto não granuloso do Biodentine[™], propiciam uma maior facilidade de manipulação e inserção do material no sítio cirúrgico (BUTT et al., 2014), o que, simultaneamente, vai evitar contaminação excessiva do material no

momento da inserção, mesmo em cavidades retro obturadoras. De forma semelhante aos nossos resultados, o estudo de Butt et al., (2014) analisou a capacidade de selamento, tempo de presa, propriedades de manipulação e resistência à compressão dos cimentos MTA Angelus® branco e Biodentine™ após 4h, 24h, 1, 2, 4, 8 e 12 semanas. Apesar dos dois cimentos não apresentarem diferença quanto ao tempo de presa, o Biodentine™ apresentou maiores valores de resistência à compressão. Os autores explicam que esse resultado pode ser justificado pela eliminação do aluminato da composição, elemento responsável pela fragilidade do material.

Para a manutenção de um material odontológico após sua inserção, é fundamental que exista uma boa adaptação marginal da interface com os tecidos circundantes, como a dentina e o esmalte (SHOKOUHINEJAD et al., 2010, BUTT et al., 2014). Na análise do padrão de falha por meio do estereomicroscópio, houve predominância da falha do tipo coesiva, isto é, falha entre as partículas do cimento, tanto nas amostras livre de contaminação como nas com sangue. Houve pouca percentagem de falhas adesivas, isto é, a falha que ocorre entre o cimento e a dentina. Este achado difere de outros autores, como Shokouhinejad et al. (2010), que observaram predomínio da falha adesiva, e Vanderweele, Schwartz e Beeson (2006) e Rahimi et al. (2013) que analisaram amostras contaminadas com sangue e constataram maior frequência da falha adesiva e mista, respectivamente.

No estudo de Elnaghy (2014), a resistência de união dos cimentos Biodentine™ e Angelus® branco foi analisada frente a diferentes irrigantes endodônticos após 30 minutos de imersão. O Biodentine™ apresentou melhores resultados quando comparado ao MTA Angelus®. O padrão de falha predominante do cimento Biodentine™ foi coesiva e do Angelus®, adesiva. Esse achado pode ser atribuído aos diferentes tamanhos de partículas dos dois tipos de cimento, o que pode influenciar na penetração nos túbulos dentinários, pois o cimento Biodentine™ apresenta partículas menores e mais uniformes, resultando numa melhor adesão à dentina (ELNAGHY, 2014).

Acreditamos que os resultados em relação ao tipo de falha obtidos no nosso estudo (maioria de falhas coesivas) mostram que a contaminação sanguínea permitiu a formação de cristais de hidroxiapatita e a subsequente formação da camada híbrida entre o cimento e a dentina. Isto não ocorreu no

estudo de Shokouhinejad et al. (2010), por exemplo, onde o fator modificante usado foi a acidez do meio, ou seja, a modificação do pH impediu a intimidade dentina-cimento. Ainda, a literatura reporta que os curtos tempos de armazenamento das amostras após hidratação também influenciam na formação da adesividade química entre dentina-cimento. Os tempos máximos de análise nos outros estudos foram 3 dias (RAHIMI et al., 2013), 4 dias (SHOKOUHINEJAD et al., 2010) e 7 dias (VANDERWEELE; SCHWARTZ; BEESON, 2006). Por outro lado, Sarkar et al. (2005) mostraram que dentes obturados com MTA e armazenados em fluido tecidual sintético durante 2 meses apresentaram uma camada aderente junto à parede de dentina, caracterizando hidroxiapatita.

5 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo *in vitro*, nossos achados sugerem que: O MTA Angelus[®] em meio livre de contaminação teve aumento da resistência de união com o passar do tempo, porém, quando contaminado, a resistência de união não aumentou. O Biodentine[™] mostrou uma tendência a ter maior valor de resistência de união, logo após a mistura, isto é, em 24 horas, tanto para o meio livre de contaminação quanto para o meio contaminado com sangue. Considerando-se os três tempos experimentais, o MTA Angelus[®] apresentou menor resistência de união que o Biodentine[™], tanto no meio não contaminado, quanto no contaminado com sangue. A maioria das falhas de união para os dois cimentos, independente do meio e do tempo experimental foram coesivas (falhas nas partículas de cimento).

REFERÊNCIAS

- Al-Hezaimi K, Al-Shalan TA; Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JH, Rotstein I. Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. J Endod. 2006 Nov; 32(11):1053-6.
- Ansari G, Ranjpour M. Mineral trioxide aggregate and formocresol pulpotomy of primary teeth: a 2-year follow-up. Int Endod J. 2010 May;43(5):413-8.
- Antunes Bortoluzzi E, Juarez Broon N, Antonio Hungaro Duarte M, De Oliveira Demarchi AC, Monteiro Bramante C. 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. 2006 Dec;32(12):1194-7.
- Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. J Endod. 2009 Feb;35(2):243-50.
- Baratto-Filho F, Limongi O, Araújo C de JR, Neto MD, Maia SM, Santana D. Treatment of invasive cervical resorption with MTA: case report. Aust Endod J. 2005 Aug;31(2):76-80.
- 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 Apr;35(4):550-4.
- Butt N, Talwar S, Chaudhry S, Nawal RR, Yadav S, Bali A. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. Indian J Dent Res. 2014 Nov/Dec;25(6):692-7.
- Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. Int Endod J. 2008 May;41(5):408-17.
- Camilleri J. Evaluation of selected properties of mineral trioxide aggregate sealer cement. J Endod. 2009 Oct;35(10):1412-7.
- Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. Int Endod J. 2007 Jun;40(6):462-70.
- Chala S, Abouqal R, Rida S. Apexification of immature teeth with calcium hydroxide or mineral trioxide aggregate: systematic review and meta-analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2011 Oct;112(4):36-42.
- Chong BS, Pitt Ford TR, Hudson MB. A prospective clinical study of mineral trioxide aggregate and IRM when used as root-end filling materials in endodontic surgery. Int Endod J. 2003 Aug;36(8):520-6.

Danesh F, Karamifar K, Abbott PV. Management of an extensive invasive root resorptive lesion with mineral trioxide aggregate: a case report. *J Oral Sci.* 2011 Sep;53(3):397-401.

Elnaghy AM. Influence of QMix irrigant on the micropush-out bond strength of biodentine and white mineral trioxide aggregate. *J Adhes Dent.* 2014 Jun;16(3):277-83.

Grazziotin-Soares R, Nekoofar MH, Davies TE, Bafail A, Alhaddar E, Hübler R, Busato AL, Dummer PM. Effect of bismuth oxide on white mineral trioxide aggregate: chemical characterization and physical properties. *Int Endod J.* 2014 Jun;47(6):520-33.

Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006 Mar;32(3):193-7.

Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, Dummer PM. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2009 Nov;42(11):1004-14.

Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1998 Aug;24(8):543-7.

Lee YL, Lee BS, Lin FH, Lin AY, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 2004 Feb;25(5):787-93.

Lindeboom JA, Frenken JW, Kroon FH, Van Den Akker HP. A comparative prospective randomized clinical study of MTA and IRM as root-end filling materials in single-rooted teeth in endodontic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 Oct;100(4):495-500.

Martell B, Chandler NP. Electrical and dye leakage comparison of three root end restorative materials. *Quintessence Int.* 2002 Jan;33(1):30-4.

Miles JP, Gluskin AH, Chambers D, Peters OA. Pulp capping with mineral trioxide aggregate (MTA): a retrospective analysis of carious pulp exposures treated by undergraduate dental students. *Oper Dent.* 2010 Jan-Feb;35(1):20-8.

Nair PN, Duncan HF, Pitt Ford TR, Luder HU. Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial. *Int Endod J.* 2008 Feb;41(2):128-50.

Nekoofar MH, Adusei G, Sheykhrezae MS, Hayes SJ, Bryant ST, Dummer PM. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007 Jun;40(1):453-61.

Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface

microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010 Oct;43(10):849-58.

Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010 Sep;43(9):782-91.

Oloomi K, Saberi E, Mokhtari H, Mokhtari Zonouzi HR, Nosrat A, Nekoofar MH, Dummer PM. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. *Restor Dent Endod.* 2013 Aug;38(3):128-33.

Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS, Bahari M. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *J Endod.* 2013 May;39(5):697-700.

Salem Milani A, Rahimi S, Froughreyhani M, Vahid Pakdel M. Effect of blood contamination on marginal adaptation and surface microstructure of mineral trioxide aggregate: a SEM study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2013 Aug;7(3):157-63.

Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005 Feb;31(2):97-100.

Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Iravani A, Kharrazifard MJ, Dummer PMH. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2010 May;36(5):871-4.

Tingey MC, Bush P, Levine MS. Analysis of mineral trioxide aggregate surface when set in the presence of fetal bovine serum. *J Endod.* 2008 Jan;34(1):45-9.

Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod.* 1994 Apr;20(4):159-63.

Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review – part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010 Feb;36(2):190-202.

Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995 Jul;21(7):349-53.

Torabinejad M, Turman M. Revitalization of tooth with necrotic pulp and open apex by using platelet-rich plasma: a case report. *J Endod.* 2011 Feb;37(2):265-8.

Torabinejad M, White D. Tooth filling material and method of use. Patent 5415547 USP to Patent full Text and Image Database. Loma Linda University, USA, 1995.

Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod.* 2006 May;32(5):421–4.

Vivan RR, Zapata RO, Zeferino MA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Duarte MAH, Tanomaru Filho M, Moraes IG de. Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010 Aug;110(2):250-6.

Zhu Q, Haglund R, Safavi KE, Spangberg LS. Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *J Endod.* 2000 Jul;26(7):404–6.