

MELISSA PEREIRA SAMPAIO BRUMATTI

**EFEITO DA CONTAMINAÇÃO POR SANGUE NA MICRODUREZA  
SUPERFICIAL DO BIODENTINE™**

CAMPO GRANDE

2015

MELISSA PEREIRA SAMPAIO BRUMATTI

**EFEITO DA CONTAMINAÇÃO POR SANGUE NA MICRODUREZA  
SUPERFICIAL DO BIODENTINE™**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Danilo M. Z. Guerisoli

CAMPO GRANDE

2015

FOLHA DE APROVAÇÃO

MELISSA PEREIRA SAMPAIO BRUMATTI

**EFEITO DA CONTAMINAÇÃO POR SANGUE NA MICRODUREZA  
SUPERFICIAL DO BIODENTINE™**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Resultado \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Danilo M. Zanello Guerisoli

Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Jefferson José de Carvalho Marion

Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Valter Aragão do Nascimento

Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

## **DEDICATÓRIA**

Este trabalho é dedicado à minha família, meu marido Ricardo Carneiro Brumatti, minha filha Letícia, meu bebê que ainda está dentro de meu ventre, meus pais Iaravi Pedroso Sampaio e Neuza Pereira Sampaio, e minhas irmãs Alessandra e Yara que tanto me apoiaram e me regaram de amor para poder concluir esta etapa.

A Deus por me dar saúde, força, sabedoria e coragem para poder estudar, trabalhar e principalmente cuidar de minha família.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador Prof. Dr. Danilo Mathias Zanello Guerisoli pelo conhecimento passado com paciência e dedicação, contribuindo assim para meu crescimento profissional. Um professor brilhante, sendo um exemplo a ser seguido.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste pelos conhecimentos transmitidos.

Ao Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste por propiciar a oportunidade de desenvolvimento profissional.

A CAPES pelo apoio financeiro recebido e a UFMS pela infraestrutura disponibilizada na FAMED, FAODO e INFI.

Aos colegas de pós-graduação Felipe Fassina, Cristiane Munaretto, João Dassoler e a todos os demais pelo convívio durante todo o curso.

As secretárias do programa de pós-graduação Sra. Vera e Sra. Áurea, pela dedicação e prontidão em sempre nos atender.

E a todos que de alguma forma contribuíram para o êxito deste trabalho.

Muito Obrigada!

“Ao avaliar o nosso progresso como indivíduos, tendemos a concentrar-nos nos fatores externos como a nossa posição social, a influência e a popularidade, a riqueza e o nível de instrução. Como é evidente, são importantes para medir o nosso sucesso nas questões materiais, e é bem compreensível que muitas pessoas se esforcem principalmente por alcançar todos eles. Mas os fatores internos podem ser ainda mais cruciais para determinar o nosso desenvolvimento como seres humanos. A honestidade, a sinceridade, a simplicidade, a humildade, a pura generosidade, a ausência de vaidade, a prontidão para servir os outros, qualidades que estão facilmente ao alcance de qualquer criatura, formam a base da nossa vida espiritual.”

(Nelson Mandela)

## RESUMO

**Brumatti MPS. Efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine™.** Campo Grande; 2015. [Dissertação – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

O objetivo do presente estudo é determinar a influência da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine™. Para tanto, foram confeccionados trinta moldes circulares de resina acrílica com 3 mm de altura e 4 mm de diâmetro, dos quais quinze foram preenchidos com o cimento Biodentine™ e quinze com o cimento MTA Angelus® Branco. Um dos lados da amostra foi colocado em contato com 0,5 ml de sangue humano, enquanto o lado oposto ficou exposto à água destilada. A microdureza Vickers foi medida no intervalo de 7 dias e 28 dias. A análise dos resultados revelou que o Biodentine™ apresentou maior microdureza que o MTA quando havia contaminação por sangue no período de 7 dias, porém os valores de microdureza se igualavam aos 28 dias. Conclui-se que a contaminação por sangue reduz a microdureza dos biomateriais testados, sendo que após 28 dias em contato com sangue ambos apresentam valores semelhantes de microdureza.

Descritores: Cimentos dentários, Materiais dentários, Propriedades físicas e químicas.

## ABSTRACT

**Brumatti MPS. Effect of the blood contamination on surface microhardness of Biodentine™.** Campo Grande; 2015. [Dissertação – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

The aim of this study is to determine the influence of blood contamination on the microhardness of Biodentine™ and white MTA in contact with distilled water and blood. We made thirty circular acrylic resin mold 3 mm high and 4 mm diameter, fifteen of which were filled with cement Biodentine™ and fifteen with the MTA Angelus® White cement. One side of the sample was placed in contact with 0.5 ml of human blood, while the opposite side was exposed to distilled water. The Vickers hardness was measured every 7 days and 28 days. The Biodentine™ the group contaminated by blood showed higher hardness than white MTA group also contaminated by blood. It is concluded that the blood contamination changed the microhardness Biodentine™ and that this cement showed better results when compared to White MTA under the effect of blood contamination.

Keywords: Dental cements, dental materials, physical and chemical properties.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Moldes de resina acrílica utilizados no experimento com 3mm de altura e 4 mm de espessura. ....	30
Figura 2. Amostras em contato com o sangue humano na parte superior e em contato com água destilada na parte inferior, antes de serem levadas à estufa. As amostras da direita são de MTA Branco e o da esquerda são de Biodentine™. ....	31
Figura 3. Amostras de Biodentine™ (a esquerda) expostas ao sangue e amostras de MTA Branco (a direita) expostas ao sangue. ....	32
Figura 4. Microdurômetro (Shimadzu HMV-2, Kyoto, Japão). ....	33
Figura 5. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no Biodentine™ exposto a água destilada. ....	33
Figura 6. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no Biodentine™ exposto ao sangue humano. ....	33
Figura 7. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no MTA exposto a água destilada. ....	34
Figura 8. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no MTA exposto ao sangue humano. ....	34
Gráfico 1. Microdureza dos materiais testados sob efeito da contaminação por água e sangue. ....	35

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CaCl <sub>2</sub>	– Cloreto de cálcio
Ca(OH) <sub>2</sub>	– Hidróxido de cálcio
(CaO) <sub>2</sub> SiO <sub>2</sub>	– Silicato dicálcico (Belita)
(CaO) <sub>3</sub> Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	– Aluminato tricálcico
(CaO) <sub>3</sub> SiO <sub>2</sub>	– Silicato tricálcico (Alita)
(CaO) <sub>4</sub> Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	– Ferroaluminato tetracálcico
Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	– Fosfato dissódico
ALBO MPCA-I	– Composto de silicato tricálcico, gesso e óxido bismuto
ALBO MPCA-II	– Composto de silicato tricálcico, gesso e sulfato de bário
Bi <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	– Óxido de Bismuto
BMP	– Proteína morfológica óssea
Ca	– Cálcio
CAAE	– Certificado de apresentação para apreciação ética
CaCO <sub>3</sub>	– Calcita
CIV	– Cimento de ionômero de vidro
COL1A1	– Genes
CSH	– Silicato de cálcio hidratado
D	– Direita
DRX	– Difração de raios-X
E	– Esquerda
IRM	– Material intermediário de restauração
MDPC	– Células semelhantes aos odontoblastos
MEV	– Microscópio eletrônico de varredura

MTA	– Agregado trióxido mineral
Od – 21	– Células pulpares indiferenciadas
OP	– Osteopontina
pH	– Potencial hidrogeniônico
Si	– Silício
TCLE	– Termo de consentimento livre e esclarecido
TGF- $\beta$ 1	– Tipos de células
™	– Marca Registrada (trademark)
UFMS	– Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
VHN	– Microdureza Vickers

## LISTA DE SÍMBOLOS

ml	– Mililitros
MPa	– Megapascal
mm	– Milímetros
n	– Tamanho amostral
N	– Newton
p	– Valor da probabilidade
°C	– Graus Celsius
μm	– Micrômetro

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	16
3 OBJETIVOS.....	29
4 MATERIAIS E MÉTODOS .....	30
5 RESULTADOS .....	35
6 DISCUSSÃO.....	37
7 CONCLUSÕES.....	39
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	40
ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP .....	50
ANEXO 2 - TCLE.....	53

## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente, diante de algumas patologias odontológicas e alguns acidentes mecânicos que causam danos a estrutura dental, se faz necessário o uso de um material reparador capaz de restaurar a normalidade anátomo-fisiológica da região afetada. Esse material deve ser capaz de reconstruir a estrutura dentária perdida, assim como estimular a neoformação tecidual. Os cimentos à base de silicato de cálcio, como o Biodentine™ representam muito bem estes materiais reparadores.

Em 1993 surgiu no mercado o primeiro cimento bem sucedido à base de silicato de cálcio que foi desenvolvido pelo Professor e Pesquisador Mahmoud Torabinejad da Universidade de Loma Linda, Califórnia – EUA, denominado Agregado Trióxido Mineral (MTA). Inicialmente o MTA foi indicado como material retro-obturador e como material reparador de perfurações por cárie ou iatrogênica (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993), porém vários trabalhos indicaram sua aplicação em diversas situações da Odontologia (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993; TORABINEJAD *et al.*, 1995; HOLLAND *et al.*, 1999b).

Em 1998, o MTA foi lançado comercialmente pela Dentsply (Dentsply Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, EUA) com o nome comercial de ProRoot MTA®. Este cimento é composto por silicato tricálcico [(CaO)<sub>3</sub>SiO<sub>2</sub>], silicato dicálcico [(CaO)<sub>2</sub>SiO<sub>2</sub>], aluminato tricálcico [(CaO)<sub>3</sub>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>] e ferroaluminato tetracálcico [(CaO)<sub>4</sub>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>], além de óxido de bismuto (Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), adicionado à mistura para tornar o material radiopaco (TORABINEJAD *et al.*, 1995; CAMILLERI *et al.*, 2005). No Brasil, a empresa Ângelus também lançou um cimento à base de MTA denominado MTA Ângelus® (Ângelus, Londrina, PR, Brasil), com uma formulação similar.

O MTA promove um ótimo reparo tecidual, com ausência de resposta inflamatória severa, estimulando a formação de tecido mineralizado reparador (TORABINEJAD *et al.*, 1995). Estudo realizado em animais e humanos mostrou que o MTA também pode ser usado como agente capeador pulpar direto, apresentando resultados semelhantes aos obtidos com hidróxido de cálcio (FARACO; HOLLAND, 2001).

O hidróxido de cálcio (Ca(OH)<sub>2</sub>) foi introduzido na Odontologia pelos trabalhos de Hermann (1920) e Zander (1939), e durante muito tempo foi considerado o melhor material para realização de proteção pulpar direta, por estimular a formação de tecido duro e pela sua propriedade bactericida (QUEIROZ *et al.*, 2005, FELIPPE *et al.*, 2006).

Em 2009 um novo material bioativo foi introduzido no mercado sob o nome comercial de Biodentine™ (Septodont, Saint Maur des Faussés, França), à base de silicato tricálcico, tendo como indicações a reparação de perfurações radiculares e do assoalho pulpar, retro-obturações, capeamentos pulpares direto e indireto e pulpotomias. Raskin *et al.* (2012) afirmam que sua grande vantagem reside na possibilidade de substituição do tecido dentário perdido, agindo como um material restaurador provisório.

Comparado ao MTA, o Biodentine™ apresenta as vantagens de possuir um menor tempo de presa e propriedades físico-químicas melhoradas. Estas propriedades associadas com o comportamento biológico sugerem que ele pode ser utilizado em várias áreas da Odontologia (FORMOSA; MALLIA; CAMILLERI, 2012) e pode ser uma eficiente alternativa ao uso do MTA.

É um material que pode ser classificado, a exemplo do MTA, como um cimento hidráulico, ou seja, hidrofílico à base de silicato de cálcio. De acordo com o fabricante e conforme outros autores, os principais constituintes deste cimento são o silicato tricálcico e dicálcico (FORMOSA *et al.*, 2012; GRECH, MALLIA, CAMILLERI 2013b).

Durante a realização de alguns procedimentos odontológicos com os cimentos à base de silicato de cálcio, podem ocorrer sangramento, que provavelmente ocasionará a contaminação do material. Essa contaminação pode alterar as propriedades físico-químicas, em especial a microdureza do material. Muitas vezes esta situação é inevitável, pois entre as indicações do material destaca-se o seu uso como retro-obturador em cirurgias paraendodônticas e no reparo de perfurações de origem patológica ou iatrogênica, o que faz com que o cimento entre em contato com sangue oriundo do osso alveolar (NEKOOFFAR *et al.*, 2010a; NEKOOFFAR *et al.*, 2010c; AGGARWAL *et al.*, 2013; PAWAR, KOKATE, SHAH 2013).

A microdureza superficial do material pode prover informações a respeito do grau de hidratação sofrido pelo cimento ao longo de sua reação de endurecimento. Por ser um ensaio não-destrutivo, as mudanças ocorridas no material durante o contato com contaminantes podem ser mensuradas pelos seus reflexos sobre suas propriedades físicas (IGARASHI *et al.*, 1996).

Frente a essa situação, torna-se pertinente avaliar o efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine™.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Diversos autores preocupam-se em pesquisar os cimentos reparadores a base de silicato de cálcio, os quais apresentam diversas composições. Sabendo-se que os componentes dessas formulações podem causar mais ou menos danos para os tecidos periapicais, destaca-se a necessidade de comparar estudos encontrados na literatura e considerar os resultados com dois diferentes materiais e metodologias. Assim, nesta revisão de literatura foram destacados as propriedades físico-químicas, em especial a microdureza superficial, dos materiais MTA e Biodentine™.

Julga-se que a estruturação do presente trabalho facilita a compreensão pertinente ao estudo desenvolvido. Optou-se por apresentar a literatura por ordem temática, iniciando-se pelos trabalhos referentes ao MTA, seguindo para os referentes ao Biodentine™.

A extensa literatura encontrada sobre o cimento MTA e sobre o Biodentine™ determinou que apenas aquelas publicações com relacionamento muito próximo ao experimento que pretendia-se realizar constassem desta revisão e, por consequência, a maioria dos trabalhos são de estudos *in vitro*.

Este capítulo evidencia estudos empreendidos entre os períodos de 1930 a dezembro de 2014. Como fonte para o tombamento foram utilizados as bases de Scielo, PubMed, Medline, Science Direct, Portal Periódicos Capes e na biblioteca da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS), e o último tombamento foi realizado em 20 de dezembro de 2014.

A história de sucesso dos assim denominados cimentos reparadores começou em 1993, quando surgiu um novo cimento à base de silicato de cálcio denominado agregado trióxido mineral - MTA (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993), o qual, através da evolução da pesquisa científica, leva ao desenvolvimento em 2009 do cimento conhecido como Biodentine™ (CHEN *et al.*, 2009).

O MTA inicialmente foi indicado como material retro-obturador e como reparador de perfurações, selando assim as áreas de comunicação do interior do dente com o exterior (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993). Desde então, muitos trabalhos atestaram o seu sucesso para diversas aplicações na Odontologia como cirurgias paraendodônticas (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993; TORABINEJAD *et al.*, 1995; HOLLAND *et al.*, 1999b), em

processos de apicificações (HOLLAND *et al.*, 2007), capeamento pulpar direto e reabsorções interna e externa (PITTFORD *et al.*, 1996).

Lee, Monsef e Torabinejad (1993) analisaram o uso do amálgama, IRM e um cimento à base de MTA para a reparação de perfurações nas raízes. Foram utilizados 50 molares e a perfuração foi criada na superfície mesial da raiz. O dente foi inserido dentro de uma solução salina para simular uma condição clínica por 4 semanas. Depois desse período, as perfurações foram coradas com azul de metileno por 48 horas e em seguida seccionadas e examinadas em microscópio de dissecação. Os autores verificaram que o MTA teve significativamente menos infiltração do que o IRM ou amálgama ( $p < 0,05$ ).

Igarashi *et al.* (1996) relatam que a microdureza superficial do material pode prover informações a respeito do grau de hidratação sofrido pelo cimento ao longo de sua reação de endurecimento. Por ser um ensaio não-destrutivo, as mudanças ocorridas no material durante o contato com contaminantes podem ser mensuradas pelos seus reflexos sobre suas propriedades físicas. O teste de Vickers é comumente utilizado para ambos os teste de dureza e microdureza em que o penetrador tem uma forma de diamante, e o valor da dureza é definida como a relação entre a carga e a área de contato do recuo em unidades de estresse. Outros testes similares, tais como Knoop, Berkovitch, e Brinnell, usam diferentes penetradores, e a definição de dureza por vezes, envolve o uso da superfície projetada pela indentação e pela profundidade de penetração.

Torabinejad *et al.* (1995) afirmaram que o MTA, após tomar presa, passa a ser constituído principalmente por óxido de cálcio e fosfato de cálcio. O pH inicial de 10,2 sobe para 12,5 em três horas após a mistura. O tempo de presa é longo de 2 horas e 45 minutos, sendo que por volta de 24 horas, o MTA apresenta baixa resistência a compressão, 40 MPa, que se eleva a 67 MPa aos 21 dias. Além disso, possui importante propriedade antimicrobiana, inibindo a atividade de diversos microrganismo (TORABINEJAD *et al.*, 1994).

Segundo Torabinejad *et al.*, (1995), os principais íons presentes neste cimento são cálcio e fósforo, que são os principais componentes dos tecidos dentais duros, o que justifica sua biocompatibilidade quando em contato com células e tecidos, capaz de induzir dentinogênese e cementogênese.

Ainda segundo os mesmos autores, o MTA, além de ser biocompatível, é também bioativo, pois promove biomineralização, que é a capacidade do material se depositar em um meio e se integrar a ele biologicamente.

Holland *et al.* (1999a) afirmam que o mecanismo de ação do MTA é similar ao do hidróxido de cálcio. O óxido de cálcio, um dos componentes do MTA, ao realizar-se a mistura do pó com a água, é convertido em hidróxido de cálcio. Este por sua vez, em contato com os fluidos tissulares, se dissocia em íons cálcio e hidroxila. Na sequência, há formação de uma ponte de tecido duro. O pó do MTA é constituído ainda por finas partículas hidrofílicas, que favorecem o uso na presença de umidade, sendo esta propriedade muito importante para cirurgias paraendodônticas.

O hidróxido de cálcio é um material muito utilizado na odontologia e foi considerado padrão-ouro para capeamento pulpar direto por muito tempo, por ser capaz de induzir a formação de tecido mineralizado e inibir o crescimento bacteriano (QUEIROZ *et al.*, 2005, IWAMOTO *et al.*, 2006). Porém, algumas pesquisas mostraram que esse cimento forma uma barreira mineralizada de baixa qualidade com túneis e espaços vazios (ACCORINTE *et al.*, 2008, DAMASCHKE *et al.*, 2010), diferentemente do MTA e dos cimentos à base de silicato de cálcio.

Lee, Monsef e Torabinejad 1993, afirmaram que o sucesso clínico e experimental do MTA está relacionado a um ótimo equilíbrio entre as suas propriedades físico-químicas e biológicas. De uma forma geral, o MTA cria um ambiente desfavorável à colonização bacteriana, devido ao seu pH elevado; porém, ao mesmo tempo, mostra-se favorável à aderência celular inicial e seu posterior desenvolvimento. Além disso, o MTA promove um selamento biológico em dentina altamente eficiente por meio de um processo denominado biomineralização (HOLLAND *et al.*, 1999b).

Zhao *et al.* (2005) analisaram as propriedades físicas e químicas do cimento de silicato de cálcio, principal componente do MTA. Observaram que o pó em contato com água forma um gel capaz de induzir proliferação celular e formação de apatita. O silicato de cálcio forma gel de silicato de cálcio (CSH) e hidróxido de cálcio. O CSH se precipita sobre alguns grãos que não reagiram com a água, e à medida que a água vai sendo absorvida, o CSH vai preenchendo os espaços entre os grãos, formando cristais de calcita ( $\text{CaCO}_3$ ).

Laurent *et al.* (2008) demonstraram a biocompatibilidade do silicato de cálcio, por meio de estudo *in vitro*, no qual foram feitos testes de citotoxicidade por cultura de células

pulpaes. Houve deposição de matriz mineralizada nas células pulpaes em contato com o silicato de cálcio, justificando seu uso em capeamentos pulpaes diretos.

Também, Bjerre *et al.* (2008) avaliaram a biocompatibilidade do silicato de cálcio através de um modelo para reconstrução óssea. Foram realizados meios de cultura com células mesenquimais derivadas de medula óssea humana. As células cultivadas com silicato de cálcio demonstraram melhor proliferação e diferenciação osteogênica, verificada pela expressão mais acentuada de vários marcadores ósseos como osteopontina (OP), sialoproteína óssea e proteína morfogênica óssea (BMP). Os autores concluíram que o silicato de cálcio pode ser um futuro substituto em enxertos ósseos.

O MTA comercialmente apresenta-se em duas formas: o MTA cinza e o MTA branco. A diferença entre eles está na composição. O cimento branco é livre de ferro, possui partículas menores e sua cor é mais parecida com a cor do dente (CAMILLERI *et al.*, 2005).

Lee *et al.* (2004) ao analisarem o comportamento da hidratação e as propriedades físicas das amostras de MTA hidratadas com água destilada, com pH 7, e soro fisiológico, com pH 5, concluíram que tais efeitos ambientais fisiológicos sobre a formação do MTA são determinantes. O pH do meio ambiente e a presença de íons, em particular, um meio ácido de pH 5 afeta negativamente as propriedades físicas e o comportamento de hidratação da MTA.

Camilleri (2008), caracterizou os produtos da hidratação do MTA Branco, onde para tanto analisou amostras de MTA, cimento Portland com óxido de bismuto, usando difração de raios-X (DRX) e análise de Rietveld DRX. Os cimentos foram testados não hidratados e após hidratação e armazenamento durante 30 dias em estufa à 37° C. Concluiu que o MTA apresentou os níveis de aluminato tricálcico mais baixos quando comparados aos do cimento Portland, levando a uma produção reduzida de etringita e de monossulfatos no processo de hidratação.

Jasiczak e Zielinski (2006) estudaram os efeitos da contaminação por sangue em amostras de cimento Portland, utilizando para isto uma mistura em pó que continha células vermelhas do sangue, e concluíram que a proteína incluída na preparação adicionado ao cimento leva a intensa entrada de ar, o que tem um efeito negativo significativo sobre as propriedades físicas, tanto da presa do cimento quanto ao cimento já endurecido.

Nekoofar *et al.* (2010a) afirmam que durante o tratamento de perfurações, retro-obturações, capeamentos pulpaes e outros tratamentos odontológicos com os cimentos à base

de silicato de cálcio, a presença de sangue no sítio de aplicação do cimento é quase inevitável, levando à sua contaminação e uma possível modificação em sua estrutura.

Desta forma, os mesmos autores avaliaram os efeitos da contaminação por sangue na resistência a compressão e na microestrutura superficial do MTA. Foram utilizados na pesquisa o MTA cinza e o MTA branco. Para cada tipo de MTA os autores dividiram as amostras em três grupos com dez moldes cada. A microestrutura superficial foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) a partir de uma amostra extra de cada grupo. Independentemente do tipo de MTA, os valores de resistência à compressão média de ambos os grupos experimentais, que estavam em contato com o sangue, foi significativamente menor do que a dos grupos de controle ( $P < 0,0001$ ). Nos grupos experimentais em que MTA foi misturado com água e expostos a sangue, houve uma diferença significativa ( $p < 0,0001$ ) na resistência à compressão entre MTA Branco ( $30,37 \pm 10,16$  MPa) e MTA Cinza ( $13,92 \pm 3,80$  MPa). Os autores concluíram que quando o sangue torna-se incorporado no MTA, a sua resistência à compressão é reduzida. Em situações clínicas de contaminação por sangue as propriedades físicas do MTA são comprometidas.

Nekoofar *et al.* (2010b), avaliaram o efeito de várias técnicas de mistura na microdureza superficial do MTA. Utilizaram os seguintes produtos: ProRoot<sup>®</sup> MTA Original, ProRoot<sup>®</sup> MTA (branco), MTA-Angelus<sup>®</sup> (cinza) e MTA Branco Angelus<sup>®</sup> (branco), onde estes foram preparados utilizando várias técnicas de mistura incluindo vibração ultrassônica, trituração do MTA personalizado encapsulado e condensação convencional. Os resultados obtidos mostraram que, aos 28 dias, o valor da dureza de superfície foi significativamente maior em todos os grupos experimentais, em comparação com 4 dias após a mistura ( $p < 0,00001$ ). A aplicação de energia ultrassônica no MTA produziu valores de microdureza de superfície significativamente mais elevados em comparação com as outras técnicas de mistura em ambos os períodos ( $p < 0,0001$ ). Independentemente da técnica de mistura utilizado, uma diferença significativa ( $p < 0,0001$ ) foi observada no valor de microdureza de superfície entre todos os tipos de MTA, exceto entre MTA-Angelus<sup>®</sup> (cinza) e ProRoot<sup>®</sup> MTA (branco), contudo ambos produziram os maiores valores. Os autores concluíram que em comparação com técnicas de trituração e de condensação, a aplicação de energia ultrassônica ao MTA produziu um valor de microdureza superficial significativamente maior em ambos períodos de teste, e que independentemente da técnica de mistura, ProRoot<sup>®</sup> MTA (branco) e MTA-Angelus<sup>®</sup> (cinza) apresentaram os maiores valores de microdureza de superfície.

Nekoofar *et al.* (2010c) avaliaram o efeito da contaminação por sangue e por soro humano na microdureza e microestrutura superficial do MTA. Foram preparadas três grupos com 10 amostras para cada tipo de MTA. O primeiro grupo foi misturado e exposto a sangue humano fresco; o segundo foi misturado com água destilada e exposto ao sangue humano fresco; e o terceiro grupo foi misturado com água destilada e exposto ao soro humano. O grupo controle apresentou o maior valor de microdureza que os grupos experimentais; o MTA branco apresentou maior dureza que o MTA cinza em todas as comparações, em ambos os casos para 4 dias de incubação; após 180 dias os resultados foram os mesmos encontrados para 4 dias de incubação. A microestrutura superficial do grupo controle apresentou uma formação de matriz cristalina com micro-canais, em quanto que nos grupos experimentais essa matriz não foi observada. Os autores concluíram que a contaminação de sangue teve um efeito negativo sobre a microdureza superficial do MTA no curto e longo prazo. Se for inevitável a contaminação por sangue ou soro humano sob condições clínicas, passa a ser preferível o uso do MTA Branco.

Nekoofar *et al.* (2011) fizeram análise química e análise da microestrutura do MTA contaminado por sangue, para tanto, utilizou-se a microscopia eletrônica de varredura (MVE) e análise da energia dispersiva de raios X. As fases de composição do MTA, contaminados e não contaminados foram determinadas usando o exame de difração de raios X. Os autores dividiram as amostras em três grupos: 1- MTA misturado com água destilada; 2- MTA misturado com sangue humano diluído em água destilada (50% água – 50% sangue); 3- MTA misturado com sangue humano. Encontraram os seguintes resultados: o estado de hidratação das amostras parcialmente misturadas com sangue foi mais completo do que aqueles totalmente misturados com sangue e menos do que aqueles inteiramente misturados com água. A matriz cristalina característica do material foi abundante nas amostras misturadas com água e ausentes nas demais. Não foi observado cristais de hidróxido de cálcio nas amostras contaminadas inteiramente por sangue, porém observou-se estes nos demais grupos. Os autores concluíram que a contaminação do MTA por sangue resultou na falta de formação de cristais de hidróxido de cálcio.

Oloomi *et al.* (2013) avaliaram o efeito da contaminação de sangue sobre a microdureza superficial do MTA modificado com cloreto de cálcio ( $\text{CaCl}_2$ ) e fosfato dissódico ( $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) como aceleradores de presa ao longo do tempo, para tanto testaram 110 amostras divididas em seis grupos experimentais, onde três grupos estavam sob efeito da contaminação por sangue. Os autores observaram um efeito negativo da contaminação por

sangue sobre a microdureza superficial do MTA ao analisarem o produto comercial comparado com amostras contendo aceleradores de presa.

Com base nos ótimos resultados clínicos e experimentais dos cimentos à base de silicato, mais especificamente do MTA, outros cimentos reparadores foram desenvolvidos e introduzidos no mercado como possíveis alternativas ao MTA.

Em 2009, a empresa francesa Septodont desenvolveu um cimento de silicato tricálcico com boas propriedades físico-químicas e com bons resultados referente a biocompatibilidade. Esse cimento foi denominado Biodentine<sup>TM</sup>, sendo a sua indicação para procedimentos endodônticos semelhantes ao MTA, assim como para procedimentos clínicos restauradores.

O Biodentine<sup>TM</sup> é um cimento à base de silicato de cálcio. A parte do pó deste produto é composta por silicato tricálcio, silicato dicálcico, carbonato de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio (radiopacificador) e óxido ferroso (corante). A parte líquida do mesmo (na forma de *blister*) contém água, cloreto de cálcio, que tem a função de acelerar a presa do cimento e um polímero hidrossolúvel, que é um agente controlador de umidade.

Alguns autores afirmam que este cimento apresenta propriedades físico-químicas melhoradas em relação ao MTA, como menor tempo de presa, resistência mecânica e melhor manipulação (GRECH; MALLIA; CAMILLERI, 2013a).

De acordo com o fabricante, a manipulação do Biodentine<sup>TM</sup> é feita de forma automatizada em um equipamento de mistura (amalgamador para cápsulas). O pó do cimento está dentro de uma cápsula e o líquido em outro recipiente específico. A cápsula deve ser aberta e o líquido, introduzido. Então, fecha-se a cápsula e esta deve ser submetida ao aparelho misturador por 30 segundos. O processo automatizado elimina erros de manipulação e proporção, que são comuns ao MTA e que podem influenciar nas propriedades do material.

Após a manipulação, o pH do Biodentine<sup>TM</sup> é de 10.1 que se eleva para 13.6 após seis horas. O cimento também é alcalino como o hidróxido de cálcio e libera íons cálcio para a estrutura dental (CHEN *et al.*, 2009). Seu tempo de presa inicial é de 12 minutos.

Boukpepsi *et al.* (2009) realizaram um estudo *in vivo* para avaliar a formação de barreira mineralizada no uso do Biodentine<sup>TM</sup> em capeamento pulpare direto em dentes de rato. Os autores compararam o Biodentine<sup>TM</sup> com o cimento de ionômero de vidro (CIV). Foram realizadas cavidades Classe V na superfície lingual dos molares e em seguida exposição pulpar, 30 dentes para Biodentine<sup>TM</sup> e 28 para o CIV. A avaliação histológica se deu após 8, 15 e 30 dias. No grupo Biodentine<sup>TM</sup> a barreira mineralizada atingiu a espessura de

280µm no 30º dia, enquanto que no grupo CIV, a espessura no mesmo período foi de 20µm. A conclusão dos autores foi que o Biodentine™ é um cimento bioativo capaz de induzir a formação de barreira mineralizada no modelo experimental animal.

Han e Okiji (2011), compararam o cimento reparador Biodentine™ e ProRoot® MTA com relação a absorção de cálcio e silício pela dentina radicular adjacente na presença tampão fosfato alcalino. Canais radiculares de incisivos foram instrumentados e obturados com Biodentine™ ou MTA (n=20) e depois imersos em tampão fosfato alcalino, durante 1, 7, 30 e 90 dias; espécimes de dentina não preenchidos serviram como controle. A absorção de cálcio e silício, muito provavelmente, se fez com a modificação química e estrutural da dentina, que pode resultar em maior resistência ao ácido e força física. Os resultados também mostraram que o Biodentine™ pode ter uma capacidade de biomineralização mais proeminente do que o MTA. Os espécimes mostraram que o Biodentine™ formou mais áreas de Ca e Si na dentina que o MTA. Os autores concluíram que o Biodentine™ é capaz de promover liberação iônica em quantidade superior ao MTA.

Formosa *et al.* (2012a), avaliaram as características microestruturais e de superfície do cimento silicato tricálcico, em comparação ao cimento Portland, exposto a 100% de umidade, imersos em água ou um fluido corporal simulado a 37º C. Em seu estudo, demonstraram que o silicato tricálcico é mais bioativo que o cimento de Portland, pois quando em contato com os tecidos produz grande quantidade de hidróxido de cálcio, formação de apatita e fosfato de cálcio.

Leiendecker *et al.* (2012), estudaram se o contato direto com materiais à base de silicato (Biodentine™ e MTA Plus) por um tempo prolongado afetaria negativamente a integridade da matriz de colágeno da dentina. Os autores concluíram que o contato direto prolongado da dentina mineralizada com materiais à base de silicato de cálcio tem efeito adverso sobre a integridade da matriz de colágeno da dentina, devendo ser usados com cautela.

Sawyer *et al.* (2012), examinaram se o contato prolongado do Biodentine™ e do MTA Plus (Prevest-Denpro, Jammu City, Índia) afetaram as propriedades mecânicas da dentina, sendo que os resultados mostraram que para o módulo de elasticidade, não houve diferença significativa para o material (P=0,947) ou tempo de envelhecimento (P=0,064), quando comparado com o grupo controle. Para a flexão da dentina expostos ao Biodentine™ diminuíram significativamente após 2 e 3 meses, enquanto que expostos ao MTA. Além disso

diminuiu significativamente após 3 meses de envelhecimento. Para o módulo de tenacidade, declínios significativos foram observados tanto para o material e para o tempo de envelhecimento. Tais autores concluíram que ambos os materiais (Biodentine™ e MTA Plus), alteram a tenacidade mais do que a resistência e a rigidez da dentina.

Laurent, Camps e About (2012), avaliaram a capacidade do Biodentine™ em induzir a síntese reparativa da dentina e investigar a sua capacidade para modular as células da polpa TGF- $\beta$ 1. Os autores concluíram que esse estudo fornece uma melhor compreensão dos acontecimentos moleculares resultantes das interações entre cimentos à base de silicato e da polpa dentária. Quando são aplicados diretamente sobre as células pulpares induzem a formação prematura de dentina reparadora que parece ser devido a uma modulação de TGF- $\beta$ 1.

Formosa *et al.* (2012b) analisaram as propriedades físicas do silicato tricálcico e o compararam ao cimento Portland. Os autores dividiram as amostras em quatro grupos distintos sendo o grupo 1 composto por silicato tricálcico com óxido de bismuto a 20% (radiopacificador); grupo 2 – silicato tricálcico sem o óxido de bismuto; grupo 3 – cimento Portland com óxido de bismuto a 20% e grupo 4 – cimento Portland sem óxido de bismuto. As amostras foram submetidas aos teste de radiopacidade, força de compressão e tempo de presa. Após 1 dia o grupo 1 teve radiopacidade maior que o grupo 3. O óxido de bismuto nos grupos 1 e 3 reduziu a força de compressão das amostras comparado com os grupos 2 e 4. Os autores concluíram que o silicato tricálcico é um material que requer a adição de um agente radiopacificador para ser usado na clínica, como é o Biodentine™ que tem o óxido de zircônio em sua fórmula.

Raskin *et al.* (2012) avaliaram o uso do Biodentine™ como substituto da dentina e o compararam com o cimento de ionômero de vidro (CIV) modificado por resina Fuji II LC. Os autores dividiram as amostras em 6 grupos, sendo que todas as amostras eram formadas por dentes com preparo classe II. Grupo 1 – Biodentine™; grupo 2 – CIV Fuji II LC; grupo 3 – Biodentine™ + adesivo Optibond Solo Plus + silano + resina Filtek Z250; grupo 4 - Biodentine™ + adesivo Optibond Solo Plus + resina Filtek Z250; grupo 5 – Biodentine™ + adesivo Septodont SE e grupo 6 – CIV Fuji II LC + adesivo Optibond Solo Plus + resina Filtek Z250. Para avaliar a microinfiltração, as amostras foram submetidas ao teste de penetração de corantes, em seguida foram feitos cortes de aproximadamente 500 $\mu$ m. A penetração de corantes foi maior na interface dentina- Fuji II LC (P=0.043) e houve diferença significativa entre a interface dentina e esmalte dos grupos 2 e 5. Os autores concluíram que o

Biodentine™ pode ser utilizado sem o condicionamento prévio da dentina nos casos de substituição da mesma na classe II e pode ser usada como restauração provisória quando o limite cervical está localizado abaixo da junção amelodentinária.

Koubi *et al.* (2013) realizaram um estudo durante três anos para determinar por quanto tempo o Biodentine™ pode permanecer como uma restauração posterior. Para tanto, foram feitas comparações em relação a resina composta Z100®, avaliando a abrasão sofrida pelos materiais. Os autores concluíram que o Biodentine™ é capaz de restaurar dentes posteriores em até seis meses, sendo que após este período ele pode sofrer degradação.

Grech, Mallia e Camilleri (2013a) investigaram as propriedades físicas de materiais à base de silicato tricálcico. Avaliaram a radiopacidade, resistência a lavagem, liberação e sorção de água, solubilidade, tempo de presa, resistência a compressão e microdureza de quatro cimentos: silicato tricálcico com 20% de óxido de zircônio, Biodentine™, Bioaggregate® e IRM. Todos os cimentos exibiram valores de radiopacidade maiores que o equivalente a 3mm de alumínio, o que significa estarem de acordo com a norma ISO 6876 (2001). O Biodentine™ apresentou tempo de presa final de 45 minutos, enquanto que Bioaggregate® foi de 1,2 minutos e IRM foi de 3 minutos. O Biodentine™ apresentou também os melhores resultados depois de 28 dias para resistência à compressão, 67.18 MPa e para microdureza Vickers, 48.4 VHN.

Grech, Mallia e Camilleri (2013b) estudaram a liberação de íons cálcio em cimentos à base de silicato tricálcico (Biodentine™, Bioaggregate® e um protótipo silicato de cálcio puro) para avaliar se os aditivos dos cimentos comerciais afetavam esta liberação. Concluíram que após a hidratação dos cimentos à base de silicato tricálcico, resultou na formação de silicato de cálcio e hidróxido de cálcio, liberados em solução, e que a liberação de íons cálcio do Biodentine™ foi maior que a dos outros cimentos, e que seus aditivos no líquido (cloreto de cálcio e polímero hidrossolúvel) não afetaram suas propriedades após hidratação.

De Souza *et al.* (2013) avaliaram a porosidade de dois cimentos à base de silicato de cálcio: o Biodentine™ e o MTA. Os autores não encontraram diferenças estatísticas entre a porosidade dos dois cimentos, Biodentine™ ( $7.09 \pm 1.87$ ) e MTA ( $6.65 \pm 1.93$ ). Concluíram que o Biodentine™ apresenta comportamento semelhante ao MTA em termos de microinfiltração e solubilidade.

Camilleri, Sorrentino e Damidot (2013) investigaram a hidratação e a bioatividade dos cimentos silicato tricálcico radiopaco (20% de óxido de zircônio), Biodentine™ e MTA

Angelus<sup>®</sup>. Para tanto, empregaram as análises de microscopia eletrônica de varredura e adsorção a gás para determinar a área de superfície a distribuição das partículas de cada cimentos. Além disto, realizaram testes para determinação da microestrutura, bioatividade e hidratação dos materiais. Os autores concluíram que o Biodentine<sup>™</sup> uma vez hidratado forma cristais de carbonato de cálcio, formando uma estrutura densa e cristalizada, já o MTA Angelus<sup>®</sup> por apresentar menor quantidade de silicato tricálcico, demonstrou uma microestrutura mais porosa e um tempo de presa mais lento.

Camilleri (2013) investigou o uso do Biodentine<sup>™</sup> como substituto da dentina. Esta autora comparou o Biodentine<sup>™</sup> com os cimentos de ionômero de vidro Fuji IX e Vitrebond, em restaurações do tipo sanduiche. Após alguns testes para avaliar a topografia de superfície, micro infiltração e microdureza, concluiu que o Biodentine<sup>™</sup> ao ser condicionado por ácido fosfórico à 37%, sofre mudanças químicas e estruturais, ocorrendo infiltração, mesmo sobreposto a resina composta. Além disso, o Biodentine<sup>™</sup> exibiu uma redução da proporção de cálcio e sílica após o condicionamento. Os demais materiais não apresentaram estes problemas e se comportaram conforme era esperado, ou seja, sem apresentar infiltrações e nem perda estrutural, porém a microdureza dos três materiais não foi afetada.

Pérard *et al.* (2013) avaliaram os efeitos biológicos do Biodentine<sup>™</sup> em comparação ao MTA para uso no capeamento pulpar. Através de um modelo de cultura celular tridimensional composta por duas linhas, MDPC-23 (células semelhantes aos odontoblastos) e Od-21 (células pulpares indiferenciadas), e um grupo controle sem adição dos biomateriais. Os autores verificaram que nas culturas celulares MDPC-23 sob a presença de MTA houve maior nível de viabilidade do que as demais no dia 7. Para as culturas Od-21 as taxas de proliferação para o dia 7 foram significativamente menores na presença de Biodentine<sup>™</sup> ou MTA do que para o grupo controle. Níveis de expressão gene COL1A1 foram ligeiramente inferiores em células cultivadas na presença de MTA do que naquelas na presença do Biodentine<sup>™</sup> e do grupo controle. Os autores concluíram que os efeitos podem variar ao longo do tempo, dependendo da linhas celular considerada, porém a semelhança observada entre MTA e Biodentine<sup>™</sup> validam suas indicações para o capeamento pulpar direto.

Aggarwal *et al.* (2013) em um estudo comparativo, avaliaram a resistência adesiva do Biodentine<sup>™</sup> em relação ao ProRoot<sup>®</sup> MTA e ao MTA Plus<sup>®</sup> com a presença de sangue em uma perfuração de furca. Concluíram que o Biodentine<sup>™</sup> possui resistência adesiva mais alta que o MTA e que a contaminação por sangue não alterou esta propriedade.

El-Ma'aita, Qualtrough, Watts (2013) estudaram o efeito da remoção da *smear layer* na força de adesão entre cimentos à base de silicato de cálcio e a dentina radicular em comparação com a guta percha e o cimento AH Plus. Os valores de força de adesão foram significativamente menores quando a *smear layer* foi removida nos grupos à base de silicato de cálcio. Os autores concluíram que a remoção da *smear layer* é prejudicial para adesão dos cimentos à base de silicato de cálcio com a dentina.

Pawar, Kokate, Shah (2013) reportaram um estudo de caso clínico de acompanhamento por dezoito meses de um paciente com uma grande lesão periapical tratada com a aplicação do Biodentine™. Segundo os autores, o relato do caso consiste de um paciente com grande lesão periapical compatível com cisto na região dos dentes 11 e 12, que não regrediu com tratamento endodôntico tradicional. Para tanto foi realizada uma cirurgia paraendodôntica e obturação retrógrada com Biodentine™. Dezoito meses após a cirurgia, o tratamento se mostrou eficaz, com formação óssea e regressão da lesão, evidenciando que a lesão apresentava-se completamente curada.

Bajić *et al.* (2013) fizeram uma avaliação histológica do tecido pulpar tratado através do capeamento pulpar direto com cimentos à base de silicato e Biodentine™. Tratou-se de um estudo *in vivo* com dentes de suínos. Participaram do estudo 40 dentes em dois suínos (24 meses). Os materiais foram aplicados sobre a exposição da polpa: Biodentine™ (10 dentes), ALBO MPCA-I (silicato tricálcico + gesso + óxido de bismuto; 1:2:2; em 10 dentes), e ALBO MPCA-II (silicato tricálcico + gesso + sulfato de bário; 1:2:2; em 10 dentes). No grupo controle, polpa exposta foi coberta com ProRoot® MTA (10 dentes). Após o período de observação de 28 dias, os animais foram sacrificados e os dentes preparados para análise histológica. O grupo do Biodentine™, apresentou em três casos uma ponte de dentina completa, enquanto que a formação de ponte de dentina incompleta sob a forma de ilhotas dentárias foi detectado em quatro casos. O grupo ALBO-MPCA-I, apresentou em cinco casos uma ponte de dentina completa, embora em três dentes a ponte de dentina formada estava incompleta. O grupo ALBO MPCA-II mostrou o fechamento completo da abertura de celulose em ponte de dentina em 4 amostras, enquanto que no mesmo número de dentes era incompleto. No grupo controle, quatro dentes apresentaram uma ponte de dentina completo, enquanto em 6 dentes era incompleto. Os autores concluíram que todos os materiais formaram barreira mineralizada com grau mínimo de inflamação, devido a composição dos materiais testados, e que o Biodentine™ tem efeito similar ao MTA sobre a polpa.

Han e Okiji (2013) avaliaram a bioatividade de três cimentos endodônticos à base de silicato de cálcio, Biodentine™, ProRoot® MTA Branco e EndoSequence® BC Sealer (BC sealer; Brasseler, Savannah, GA, USA). Concluíram que em comparação ao Biodentine™ e o MTA Branco, o EndoSequence® BC Sealer apresentou menor liberação de íons cálcio. O Biodentine™ foi o que apresentou maior liberação de íons cálcio e maior bioatividade, pois foi capaz de formar maior quantidade de cristais de apatita.

Caronna *et al.* (2014) relatam valores de microdureza Vickers do MTA Branco como sendo muito superiores ao Biodentine™. Entretanto, estes autores não testaram o Biodentine em ambiente úmido durante sua presa, o que pode ter interferido nos resultados.

Rajasekharan *et al.* (2014), em uma revisão de literatura, analisaram as propriedades físicas e biológicas e as aplicações clínicas do Biodentine™ e o compararam com o MTA e com o Bioaggregate®. Concluíram que o Biodentine™ pode ser uma eficiente alternativa ao uso do MTA e que pode ser usado em várias aplicações clínicas como na endodontia, traumatologia, dentística restauradora e odontopediatria.

Malkondu, Kazandag e Kazazoglu (2014) em uma revisão de literatura sobre o Biodentine™ afirmam que este cimento é um material que pode substituir a dentina e reparar a polpa, onde as pesquisas são em sua maioria a favor deste produto em termos de aspectos físicos e clínicos. Embora mais estudos precisam ser feitos, Biodentine™ é uma promessa para os procedimentos clínicos odontológicos como um produto biocompatível e facilmente manuseado com tempo de presa curto e uma alternativa interessante para o uso do MTA.

### **3 OBJETIVOS**

#### **Objetivo geral**

Avaliar a microdureza superficial do Biodentine™ contaminado por sangue.

#### **Objetivo específico**

Comparar a microdureza superficial do Biodentine™ e do MTA branco em contato com água destilada e com sangue.

#### 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo é uma pesquisa experimental *in vitro* que foi realizada no laboratório de pesquisa multiusuário da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) e no laboratório de Física do Instituto de Física onde foram feitas as análises de microdureza no Microdurômetro, também da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS).

Foram confeccionados trinta moldes circulares de resina acrílica com 3 mm de altura e 4 mm de diâmetro, dos quais quinze foram preenchidos com o cimento Biodentine™ e quinze com o cimento MTA Angelus® Branco. Um dos lados da amostra foi colocado em contato com 0,5 ml de sangue humano, enquanto o lado oposto ficou exposto à água destilada. Os moldes estão ilustrados nas Figuras 1, 2 e 3.

Figura 1. Moldes de resina acrílica utilizados no experimento com 3mm de altura e 4 mm de diâmetro.



O sangue humano foi doado por um dos integrantes do presente projeto após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, número CAAE 31473414.0.0000.0021 (ANEXO 1) e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) pelo doador (ANEXO 2).

Assim, os grupos ficaram divididos da seguinte maneira:

Grupo 1 – composto por 15 amostras de cimento MTA Branco manipulado com água na proporção pó/líquido de 3:1 (Torabinejad *et al.*, 1993; Torabinejad *et al.*, 1995) e exposto à água destilada.

Grupo 2 - composto por 15 amostras de cimento MTA Branco manipulado com água na proporção pó/líquido de 3:1 (Torabinejad *et al.*, 1993; Torabinejad *et al.*, 1995) e exposto ao sangue.

Grupo 3 – composto por 15 amostras de cimento Biodentine™ manipulado em aparelho para cápsulas (Amalgamador) por 30 segundos, de acordo com as recomendações do fabricante, exposto a água destilada.

Grupo 4 - composto por 15 amostras de cimento Biodentine™ manipulado em aparelho para cápsulas (Amalgamador) por 30 segundos, de acordo com as recomendações do fabricante, exposto ao sangue.

Figura 2. Amostras em contato com o sangue humano na parte superior e em contato com água destilada na parte inferior, antes de serem levadas à estufa. As amostras da direita são de MTA Branco e o da esquerda são de Biodentine™.

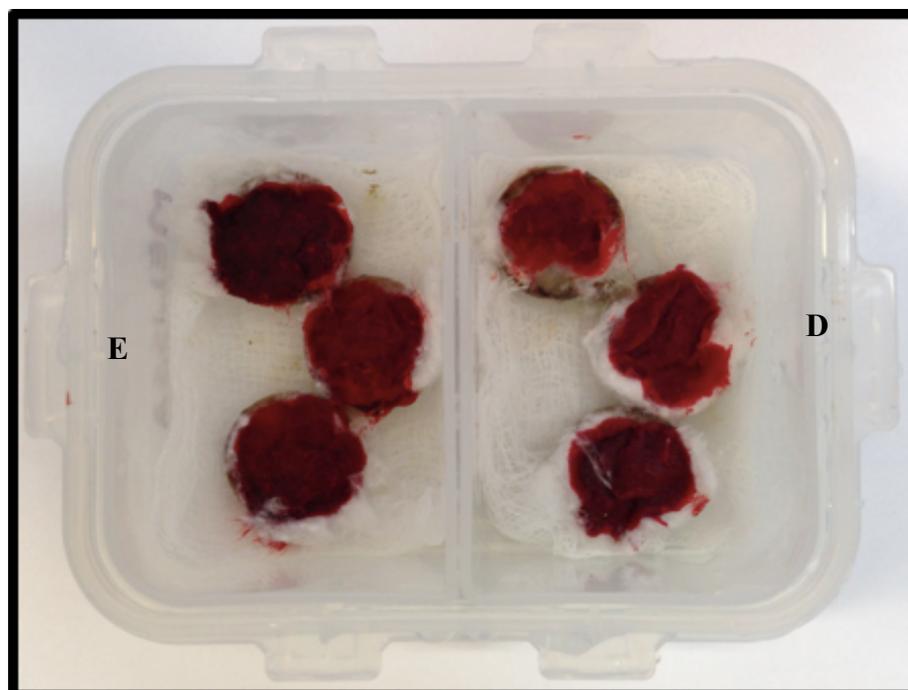


Figura 3. Amostras de Biodentine™ (a esquerda) expostas ao sangue e amostras de MTA Branco (a direita) expostas ao sangue.



Após a confecção das amostras, elas foram armazenadas em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa do ar por 7 dias.

Neste momento foi feita a primeira mensuração da microdureza superficial Vickers das amostras.

As amostras foram novamente armazenadas em estufa nas mesmas condições anteriores por mais 21 dias, totalizando 28 dias de armazenamento.

No 28º dia, foi feita a segunda mensuração da microdureza superficial Vickers das amostras.

Para a medição da microdureza, as amostras foram limpas em água corrente e polidas superficialmente com lixas d'água de granulação 1200 (3M do Brasil, Sumaré, SP, Brasil). A medição foi realizada no microdurômetro (Shimadzu HMV-2, Kyoto, Japão), ilustrado na Figura 4, onde o penetrador de diamante fez uma indentação (mossa) em forma de losango sobre a superfície da amostra utilizando uma carga de 9,807N por 30 segundos. O valor de microdureza Vickers de cada amostra foi obtido pela média de cinco identificações distintas. Os resultados obtidos, expressos em Vickers Hardness Number (VHN) (Figuras 5, 6, 7 e 8), foram submetidos à análise de variância de duas vias, complementada por teste de Bonferroni.

Figura 4. Microdurômetro (Shimadzu HMV-2, Kyoto, Japão).



Figura 5. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no Biodentine™ exposto a água destilada.

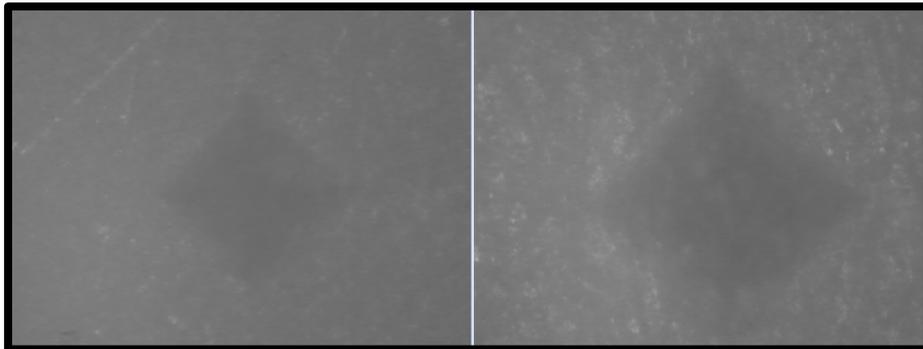


Figura 6. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no Biodentine™ exposto ao sangue humano.

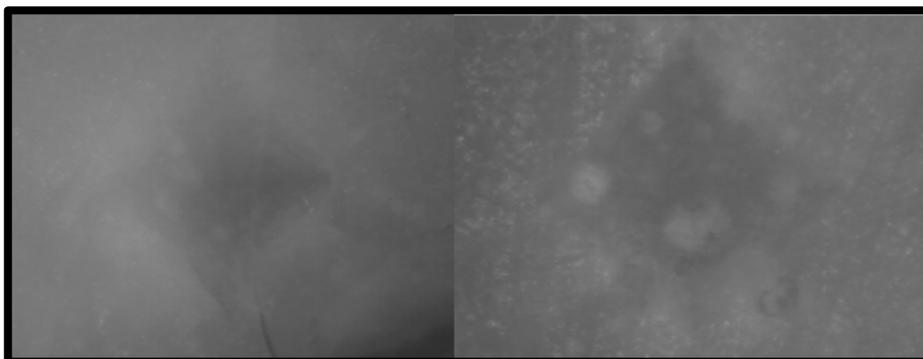


Figura 7. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no MTA exposto a água destilada.

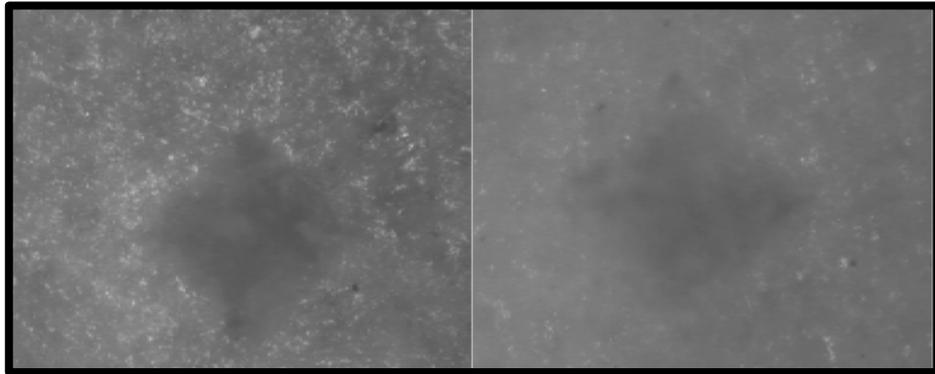
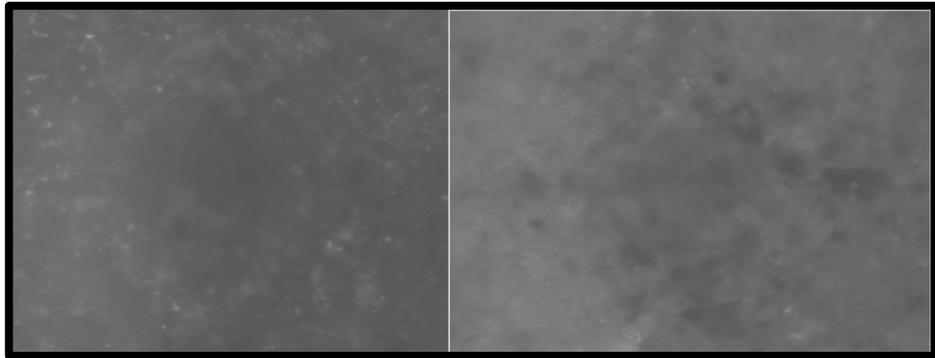


Figura 8. Imagem de indentações com 7 dias e 28 respectivamente no MTA exposto ao sangue humano.



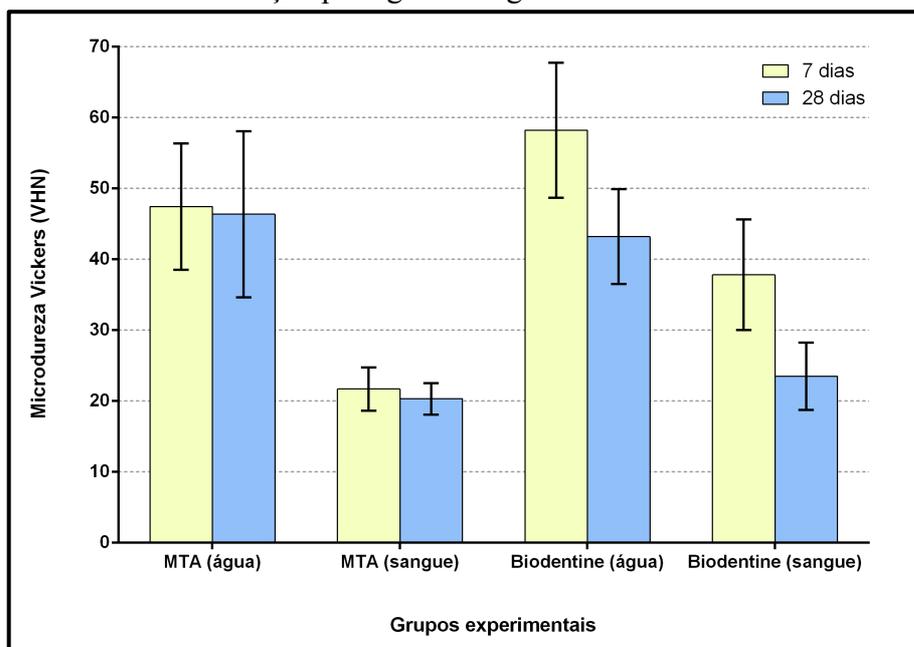
## 5 RESULTADOS

A análise dos resultados revelou que a microdureza dos materiais expostos à água destilada após 7 dias foi estatisticamente diferente ( $p < 0,001$ ), com o Biodentine apresentando valores superiores ao MTA branco ( $58,20 \pm 8,91$  VHN e  $47,46 \pm 9,52$  VHN, respectivamente). Após 28 dias, a microdureza dos materiais expostos à água equiparou-se ( $43,22 \pm 6,71$  VHN para o Biodentine e  $46,36 \pm 11,72$  VHN para o MTA branco;  $p > 0,05$ ).

Quando expostos ao sangue, ambos os materiais apresentaram perda acentuada de microdureza superficial quando comparados com os grupos expostos à água destilada, independentemente do tempo experimental ( $p < 0,001$ ). O Biodentine e o MTA expostos ao sangue por 7 dias apresentaram valores de microdureza estatisticamente distintos ( $37,82 \pm 7,79$  VHN e  $21,70 \pm 3,04$  VHM, respectivamente,  $p < 0,001$ ). Após 28 dias, a microdureza do Biodentine diminuiu ( $23,48 \pm 4,75$  VHN), equiparando-se à do MTA no mesmo período de tempo ( $20,32 \pm 2,22$  VHN,  $p > 0,05$ ).

O Gráfico 1 ilustra estes achados.

Gráfico 1. Microdureza dos materiais testados sob efeito da contaminação por água e sangue.



O tempo apresentou efeito deletério sobre a microdureza do Biodentine, reduzindo os valores desta propriedade tanto para o material exposto à água como para este exposto ao sangue ( $p < 0,001$ ). O MTA, ao contrário, não apresentou redução nos valores desta propriedade em função do tempo ( $p > 0,05$ ), somente em função do meio ( $p < 0,001$ ).

## 6 DISCUSSÃO

Neste estudo, foi avaliada a influência da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine, comparando os resultados com os obtidos para MTA Branco, sob as mesmas condições experimentais. Uma vez que ambos os materiais são frequentemente utilizados em locais cirúrgicos onde a hemostase completa não pode ser alcançada, o efeito da contaminação por sangue torna-se relevante (Alhodiry *et al.*, 2014). A contaminação do ambiente altera as características destes materiais, incluindo a microdureza superficial (Lee *et al.*, 2004; Parirokh e Torabinejad, 2010; Nekoofar *et al.*, 2010a), uma propriedade que está intimamente relacionada com o processo de definição e força (Namazikhah *et al.*, 2008; Saghiri *et al.*, 2009).

Alguns procedimentos clínicos, como as pulpotomias e terapias de revascularização, que inevitavelmente contaminam a superfície do material com sangue, exigem uma resistência adequada da base do material para suportar pressões de compressão aplicadas durante a restauração e com isto, evitar o deslocamento das paredes da dentina (Danesh *et al.*, 2006; Nekoofar *et al.*, 2007; Wigler *et al.*, 2013).

Através da execução do presente experimento, as forças aplicadas durante a colocação dos materiais testados nos moldes cilíndricos foram controladas, uma vez que esta variável mostrou ter um efeito sobre a microdureza superficial do MTA (Nekoofar *et al.*, 2007). Uma pressão de compressão de 550 g (cerca de 0,4 MPa) aplicado aos materiais testados foi considerado clinicamente plausível durante as pulpotomias e facilmente reproduzível em condições de laboratório.

Os valores da microdureza superficial do MTA Branco e do Biodentine expostos a água destilada foram consistentes com os encontrados na literatura (Nekoofar *et al.*, 2010a; Grech *et al.*, 2013a; Elnaghy, 2014; Kaup *et al.*, 2015). A microdureza superficial superior do Biodentine pode ser atribuída à baixa relação água / cimento utilizado no Biodentine, uma vez que um polímero solúvel em água é adicionado ao líquido da mistura (Grech *et al.*, 2013a).

Como esperado, com base em estudos anteriores (Nekoofar *et al.*, 2010c), a exposição ao sangue provocou uma redução significativa na microdureza de ambos MTA Branco e MTA Cinza. Estes autores sugerem que a contaminação com o sangue pode ter no MTA um efeito semelhante ao da exposição a ambientes ácidos, evitando a formação de cristais aciculares (etringita) que, quando presente, melhora o comportamento mecânico do material

(Nekoofar *et al.*, 2010c; Saghiri *et al.*, 2015). Os efeitos deletérios da contaminação ácida sobre a estrutura da superfície de MTA Branco e do Biodentine foram também relatados por Elnaghy (2014), que verificou que quanto mais tarde ocorreu, foi mais resistente às variações do meio ambiente. Os resultados do presente estudo corroboram com esses achados, uma vez que a contaminação do Biodentine pelo sangue após 7 dias, ainda produziu um material bastante resistente quando comparado com MTA Branco. Wang *et al.* (2015) extrapolaram os resultados de Elnaghy (2014), concluindo que ambientes com baixo pH eram prejudiciais para a microdureza de materiais à base de silicato tricálcico em geral.

Um outro fator que pode contribuir para reduzir a microdureza dos materiais testados é o aprisionamento de proteínas na sua superfície, o que pode provocar um arrastamento de ar intenso e tem um impacto significativo sobre as propriedades físicas e mecânicas dos materiais do cimento, o qual incluem a resistência (Jasiczak *et al.*, 2006).

O efeito do tempo sobre a microdureza superficial do MTA Branco não foi significativa. Por outro lado, o Biodentine mostrou uma redução nesta propriedade depois de 28 dias, tanto para os materiais em contato com água e sangue. Os valores de microdureza superficiais inferiores apresentados pelo Biodentine após 28 dias pode ser devido à transformação de uma parte do silicato de tricálcio em hidróxido de cálcio (Camilleri, 2013).

Em conclusão, a contaminação com sangue teve um efeito negativo em ambos os materiais, reduzindo significativamente a sua microdureza superficial. O Biodentine apresentou valores mais elevados do que MTA Branco após 7 dias; no entanto, após 28 dias, os resultados em contato com tecido vivo pode contribuir para restaurar a funcionalidade do dente anterior, especialmente em pulpotomias, uma vez que os materiais da base tem de resistir a pressões de compressão dos materiais de restauração.

## 7 CONCLUSÕES

Com base nos objetivos deste trabalho, na metodologia empregada e resultados obtidos, pode-se concluir que:

- a contaminação por sangue reduziu a microdureza de ambos os materiais, não importando o tempo experimental;

- o Biodentine apresentou maiores valores de microdureza que o MTA branco quando expostos à água destilada por 7 dias, porém os valores foram semelhantes após 28 dias;

- quando expostos a sangue, o Biodentine apresentou maiores valores de microdureza que o MTA branco somente no tempo experimental de 7 dias. Após 28 dias, os resultados foram semelhantes.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1

Accorinte, M.L.R.; Holland, R.; Reis, A.; Bortuluzzi, M.C.; Murata, S.S.; Dezan jr, E.; Souza, V.; Alessandro, L.D. Evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide cement as pulp-capping agents in human teeth. **Journal of Endodontics**, vol. 34, n.1, p.1-6. 2008.

Aggarwal, V.; Singla, M.; Miglani, S.; Kohli, S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine and MTA Plus in furcation perforation repair. **Journal of Conservative Dentistry**, vol.16, n.5, p. 462-465, 2013.

Alhodiry, W.; Lyons, M.F.; Chadwick, R.G. Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, vol. 22, n.1, p. 20-3, 2014.

Bajić, M.P.; Prokić, B.; Prokić, B.B.; Jokanović, V.; Danilović, V.; Živković, S. Histological evaluation of direct pulp capping with novel nanostructural materials based on active silicate cements and Biodentine® on pulp tissue. **Acta veterinaria**, vol. 63, n. 2-3, p. 347-360, 2013.

Bjerre, L.; Bünger, C.E.; Kassem, M.; Mygind, T. Flow perfusion culture of human mesenchymal stem cells on silicate-substituted tricalcium phosphate scaffolds. **Biomaterials**, vol. 29, n. 17, p. 2616-2627, 2008.

Boukpepsi, T.; Decup, F.; Septier, D.; Goldberg, M.; Chaussain, C. Biodentine<sup>TM</sup>- RD94, a portland cement, stimulates *in vivo* reactionary dentin formation. **In: Journée Scientifique du CNEOC Brest, France. June 2009.**

---

<sup>1</sup> Norma ABNT – NBR 10520 – Informação e Documentação – Citações em documentos.

Camilleri, J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, vol. 41, n. 5, p. 408–417, 2008.

Camilleri, J. Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. **Dental Materials**, vol. 27, n. 8, p. 836–844, 2011.

Camilleri, J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. **Journal of dentistry**, vol. 41, n. 7, p. 600–610, 2013.

Camilleri, J.; Montesin, F.E.; Brady, K.; Sweeney, R.; Curtis, R.V.; Ford, T.R. The constitution of mineral trioxide aggregate. **Dental Materials**, vol. 21, n. 4, p. 297-303, 2005.

Camilleri, J.; Sorrentino, F.; Damidot, D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. **Dental materials**, vol. 29, n. 5, p. 580–593, 2013.

Caronna, V.; Himel, V.; Yu, Q.; Zhang, J.; Sabey, K. Comparison of the Surface Hardness among 3 Materials Used in an Experimental Apexification Model under Moist and Dry Environments. **Journal of Endodontics**, vol. 40, n. 7, p. 986-989, 2014.

Chen, C.C.; Ho, C.C.; Chen, C.H.D.; Ding, S.J. Physicochemical properties of calcium silicate cements for endodontic treatment. **Journal of Endodontics**, vol. 35, n. 9, p.1288-1291, 2009.

Dammaschke, T.; Stratmann, U.; Wolff, P.; Saguero, D.; Schäfer, E. Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: an immunohistologic comparison with calcium hydroxide in rodents. **Journal of Endodontics**, vol. 36, n. 5, p. 814-819, 2010.

Danesh, G.; Dammaschke, T.; Gerth, H.U.; Zandbiglari, T.; Schäfer, E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. **International Endodontic Journal**, vol. 39, n. 3, p.213-9, 2006.

De Souza, E. T.; Nunes Tameirão, M. D.; Roter, J. M.; De Assis, J. T.; De Almeida Neves, A.; De-Deus, G. A. Tridimensional quantitative porosity characterization of three set calcium silicate-based repair cements for endodontic use. **Microscopy Research and Technique**, vol. 76, n. 10, p. 1093–1098, 2013.

El-Ma`aita, A.M.; Qualtrough, A.J.E.; Watts, D.C. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. **Dental materials**, vol. 29, n. 7, p.797-803, 2013.

Elnaghy, A.M. Influence of acidic environment on properties of biodentine and white mineral trioxide aggregate: a comparative study. **Journal of Endodontics**, vol. 40, n. 7, p. 953-7, 2014.

Faraco, I.M.Jr.; Holland, R. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. **Dental Traumatology**, vol 17, n. 4, p. 163-166, 2001.

Felippe, M.C.S.; Felippe, W.T.; EspezimSPEZIM, C.S.; FREITAS, S.F.T. Effectiveness of NaOCl alone or in combination with EDTA on the diffusion of hydroxyl ions released by calcium hydroxide paste. **Journal of Applied Oral Science**. vol.14 , n.1, p. 1-5, 2006.

Formosa, L.M.; Mallia, B.; Bull, T.; Camilleri, J. The microstructure and surface morphology of radiopaque tricalcium silicate cement exposed to different curing conditions. **Dental materials**, vol. 28, n. 5, p.584-595, 2012(a).

Formosa, L.M.; Mallia, B.; Camilleri, J. The effect of curing conditions on the physical properties of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. **International Endodontic Journal**, vol. 45, n. 4, p. 326-336, 2012(b).

Grech, L.; Mallia, B.; Camilleri, J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. **Dental materials**, vol. 29, n. 2, p. e20–e28, 2013(a).

Grech, L.; Mallia, B.; Camilleri, J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. **International Endodontic Journal**, vol. 46, n. 7, p. 632–641, 2013(b).

Han, L.; Okiji, T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. **International Endodontic Journal**, vol. 44, n. 12, p. 1081-1087, 2011.

Han, L.; Okiji, T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. **International Endodontic Journal**, vol. 46, n. 9, p. 808-814, 2013.

Hermann BW. Dentinobliteration der wurzel kanale nach. Behandlung mit calcium. **Zahnartzl Resch.** p. 839:888, 1920.

Holland, R.; de Souza, V.; Nery, M.J.; Otoboni Filho, J.A.; Bernabé, P.F.; Dezan Júnior, E. Reaction of Rat Connective Tissue to Implanted Dentin Tubes Filled with Mineral Trioxide Aggregate or Calcium Hydroxide. vol. 25, n. 3, p. 161-166, 1999a.

Holland, R.; de Souza, V.; Nery, M.J.; Otoboni Filho, J.A.; Bernabé, P.F.; Dezan Júnior, E. Reaction of dogs teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or a glass ionomer Sealer. **Journal of Endodontics**, vol. 25, n. 11, p. 728-730, 1999b.

Holland, R.; Mazuqueli, L.; de Souza, V.; Murata, S.S.; Dezan Júnior, E.; Suzuki, P.; Influence of type of vehicle and limit of obturation on apical and periapical tissue reponse in dogs teeth after root canal filling with mineral trioxide aggregate. **Journal of Endodontics**, vol. 33, n. 6, p. 693-697, 2007.

Igarashi, S.; Bentur, A.; Mindess, S. Microhardness testing of cementitious materials. **Advanced Cement Based Materials**, vol. 4, n. 2, p. 48–57, 1996.

International Organization for Standardization, ISO, 6876: Dental Rootsealing Materials, **International Organization for Standardization**, Geneva, Switzerland, 2001.

Iwamoto, C.E.; Adachi, E.; Pameijer, C.H.; Barnes, D.; Romberg, E.E.; Jefferies, S. Clinical and histological evaluation of white ProRoot<sup>®</sup>MTA in direct pulp capping. **American Journal of Dentistry**, vol. 19, n. 2, p. 85-90, 2006

Jasiczak, J.; Zielinski, K. Effect of protein additive on properties of mortar. **Cement and Concrete Composites**, vol. 28, n. 5, p. 451–457, 2006.

Kaup, M.; Dammann, C.H.; Schäfer, E.; Dammaschke, T. Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. **Head & Face Medicine**, vol. 19, p. 11-14, 2015.

Koubi, G.; Colon, P.; Franquin, J.C.; Hartmann, A.; Richard, G.; Faure, M.O.; Lambert, G. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth – a prospective study. **Clinical Oral Investigations**, vol. 17, n. 1, p. 243-249, 2013.

Laurent, P.; Camps, J.; De Méo, M.; Déjou, J.; About, I. Induction of specific cell responses to a Ca<sub>3</sub>SiO<sub>5</sub>-based posterior restorative material. **Dental materials**, vol. 24, n. 11, p. 1486-1494, 2008.

Laurent, P.; Camps, J.; About, I. Biodentine induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. **International Endodontic Journal**, vol. 45, n. 5, p. 439-448, 2012.

Lee, S.J.; Monsef, M.; Torabinejad, M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. **Journal of Endodontics**, vol. 19, n. 11, p. 541-544, 1993.

Lee, Y.L.; Lee, B.S.; Lin, F.H.; Yun Lin, A.; Lan, W.H.; Lin, C.P. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. **Biomaterials**, vol. 25, n. 5, p. 787-793, 2004.

Leiendecker, P.A.; Yi-Pin Qui.; Sawyer, N.A.; Li-Na Niu.; Agee, A.K.; Loushine, J.R.; Weller, N.R.; Pasheley, H.D.; Tay, R.F. Effects of calcium Silicate-based materials on collagen matrix integrity of mineralized dentin. **Journal of Endodontics**, vol. 38, n. 6, p. 829-833, 2012.

Malkondu, O.; Kazandag, M.K.; Kazazoglu, E. A Review on Biodentine, a Contemporary Dentine Replacement and Repair Material. **BioMed Research International**, vol. 2014, p. 1-10, 2014.

Namazikhah, M.S.; Nekoofar, M.H.; Sheykhrezae, M.S.; Salariyeh, S.; Hayes, S.J.; Bryant, S.T.; Mohammadi, M.M.; Dummer, P.M.H. The effect of OH<sup>-</sup> on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, v. 41, n. 2, p. 108-116, 2008.

Nekoofar, M.H.; Adusei, G.; Sheykhrezae, M.S.; Hayes, S.J.; Bryant, S.T.; Dummer, P.M. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, vol. 6, p. 453–61. 2007.

Nekoofar, M. H.; Oloomi, K.; Sheykhrezae, M. S.; Tabor, R.; Stone, D. F.; Dummer, P. M. H. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, vol. 43, n. 10, p. 849–858, 2010(a).

Nekoofar, M. H.; Aseeley, Z.; Dummer, P. M. H. The effect of various mixing techniques on the surface microhardness of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, vol. 43, n. 4, p. 312–320, 2010(b).

Nekoofar, M. H.; Stone, D. F.; Dummer, P. M. H. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, vol. 43, n. 9, p. 782–791, 2010(c).

Nekoofar, M. H.; Davies, T. E.; Stone, D.; Basturk, F. B.; Dummer, P. M. H. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, vol. 44, n. 11, p. 1011–1018, 2011.

Oloomi, K.; Saberi, E.; Mokhtari, H.; Zonouzi, H.R.M.; Nosrat, A.; Nekoofar, M.H.; Dummer, P.M.H. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. **Restorative Dentistry & Endodontics**, vol. 38, n. 3, p. 128-133, 2013.

Parirokh, M. e Torabinejad, M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. **Journal of endodontics**, vol. 36, n. 1, p. 16-27, 2010.

Pawar, A.M.; Kokate, S.R.; Shah, R.A. Management of a large periapical lesion using Biodentine™ as a retrograde restoration with eighteen months evident follow up. **Journal of Conservative Dentistry**, vol. 16, n. 6, p. 573-575, 2013.

Pérard, M.; Clere, J.L.; Meary, F.; Pérez, F.; Tricot-Doleux, S.; Pellen-Mussi, P. Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, vol. 24, n. 6, p.1527-1534, 2013.

PittFord, T.R.; Torabinejad, M.; Abedi, H.R.; Bakland, L.K.; Kariyawasam, S.P. Using mineral trioxide aggregate as a pulp capping material. **Journal of the American Dental Association**, vol. 127, n. 10, p.1491-1494, 1996.

Queiroz, A.M.; Assed, S.; Leonardo, M.R.; Nelson-Filho, P.; Silva, L.A.B. MTA and calcium hydroxyde for pulp capping. **Journal of Applied Oral Science**, vol. 13, n. 2, p. 126-130, 2005.

Rajasekharan, S.; Martens, L. C.; Cauwels, R. G. E. C.; Verbeeck, R. M. H. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. **European Archives of Paediatric Dentistry**, vol. 15, n. 3, p. 147–158, 2014.

Raskin, A.; Eschrich, G.; Dejou, J.; About, I. *In vitro* microleakage of Biodentine as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. **The Journal of Adhesive Dentistry**, vol. 14, n. 6, p. 535-542, 2012.

Saghiri, M.A.; Lotfi, M.; Saghiri, A.M.; Vosoughhosseini, S.; Aeinehchi, M.; Ranjkesh, B. Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. **Journal of Endodontics**, vol. 5, p. 706–10, 2009.

Saghiri, M.A.; Gutmann, J.L.; Orangi, J.; Asatourian, A.; Sheibani, N. Radiopacifier particle size impacts the physical properties of tricalcium silicate-based cements. **Journal of Endodontics**, vol. 41, n. 2, p. 225-30, 2015.

Sawyer, N.A.; Nikonov, Y.S.; Pancio, K.A.; Niu, L.; Agee, A.K.; Loushine, J.R.; Weller, N.R.; Pasheley, H.D.; Tay, R.F. Effects of Calcium Silicate-based materials on the flexural properties of dentin. **Journal of Endodontics**, vol. 38, n. 5, p. 680-683, 2012.

Torabinejad, M.; Watson, T.F.; Pitt Ford, T.R. Sealing ability of a Mineral trioxide Aggregate when used as a root end filling material. **Journal of Endodontics**, vol. 19, n. 12, p. 591-595, 1993.

Torabinejad, M.; Higa, R.K.; McKendry, D.J.; Pitt Ford, T.R. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. **Journal of Endodontics**, vol. 20, n. 4, p. 159-163, 1994.

Torabinejad, M.; Hong, C.U.; McDonald, F.; Pitt Ford, T.R. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. **Journal of Endodontics**, vol. 21, n. 7, p. 349-353, 1995.

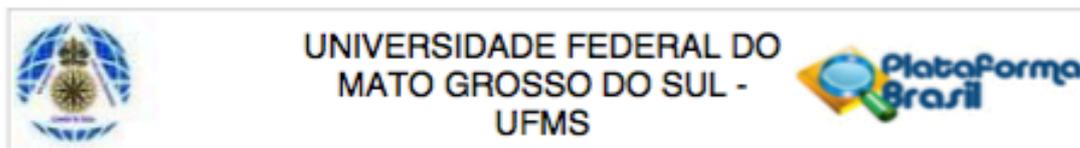
Wang, Z.; Ma, J.; Shen, Y.; Haapasalo, M. Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate materials. **International Endodontic Journal**, vol. 48, n. 4, p. 323-32, 2015.

Wigler, R.; Kaufman, A.Y.; Lin, S.; Steinbock, N.; Hazan-Molina, H.; Torneck, C.D. Revascularization: a treatment for permanent teeth with necrotic pulp and incomplete root development. **Journal of Endodontics**, vol. 39, n. 3, p. 319-26, 2013.

Zander, H.A. Reaction of the pulp to calcium hydroxide. **Journal of Dental Research**, vol. 18, n. 4, p. 373-379, 1939.

Zhao, W.; Wang, J.; Zhai, W.; Wang, Z.; Chang, J. The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. **Biomaterials**, vol. 26, n. 4, p. 6113-6121, 2005.

## ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine.

**Pesquisador:** Danilo Mathias Zanella Guerisoli

**Área Temática:**

**Versão:**

**CAAE:** 31473414.0.0000.0021

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 675.232

**Data da Relatoria:** 04/06/2014

**Apresentação do Projeto:**

O objetivo do presente experimento é avaliar o efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine. Para tanto, serão confeccionados 15 corpos-de-prova com este material e outros 15 com agregado trióxido mineral branco (White MTA). Um dos lados do corpo-de-prova será exposto a 0,5 mL de sangue humano e o outro lado à mesma quantidade de água destilada e deionizada. Após armazenagem em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa do ar por 7 dias, a microdureza superficial (Vickers) nos dois lados dos materiais será mensurada. O procedimento será repetido nos tempos experimentais de 15 e 30 dias, e os resultados registrados e analisados.

**Objetivo da Pesquisa:**

**Objetivo Primário:**

Avaliar o efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine, comparando os resultados com os obtidos pelo agregado trióxido mineral branco.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

**Endereço:** Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS  
**Bairro:** Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110  
**UF:** MS **Município:** CAMPO GRANDE  
**Telefone:** (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
MATO GROSSO DO SUL -  
UFMS



Continuação do Parecer: 675.232

**Não detectados**

**Benefícios:**

Entender como se dá o processo de hidratação do Biodentine contaminado por sangue, tentando minimizar sua influência deletéria.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa experimental, com uso de biomateriais em que se estuda a influência de sangue humano como contaminante, na microdureza superficial do material em estudo. Não foi determinado qual a origem do sangue utilizado na pesquisa, mas deduz-se que seja doado por algum dos pesquisadores. A pesquisa encontra-se convenientemente estruturada.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Solicita-se a dispensa do uso de TCLE, pois trata-se de estudo experimental. Não há necessidade de autorização institucional pois a interface humana na participação diz respeito apenas ao uso de sangue humano como ingrediente no processo em análise. Atendeu-se aos requisitos necessários.

**Recomendações:**

Redação de Termo de Doação de aliquota de sangue para a realização da pesquisa

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Somos de parecer favorável a sua aprovação.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Endereço:** Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS  
**Bairro:** Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110  
**UF:** MS **Município:** CAMPO GRANDE  
**Telefone:** (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
MATO GROSSO DO SUL -  
UFMS



Continuação do Parecer: 675.232

CAMPO GRANDE, 05 de Junho de 2014

---

**Assinado por:**  
**Odaír Pimentel Martins**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS  
**Bairro:** Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110  
**UF:** MS **Município:** CAMPO GRANDE  
**Telefone:** (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br

## ANEXO 2 - TCLE

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado a participar como voluntário. Para isso, você precisa decidir se quer participar ou não. Leia as informações a seguir e pergunte ao responsável pelo estudo qualquer dúvida que tiver. Essa pesquisa tem como título “Efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine™”, sendo este o projeto de pesquisa de Mestrado, da acadêmica Melissa Pereira Sampaio Brumatti, cirurgiã-dentista, orientada pelo Prof. Dr. Danilo M. Zanello Guerisoli, professor orientador do Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul.

O objetivo do presente estudo é determinar a influência da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine™. Trata-se de uma pesquisa experimental in vitro que será realizada no laboratório de pesquisa multiusuário da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) e no laboratório de Física do Instituto de Física, onde serão feitas as análises de microdureza no Microdurômetro, também da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS).

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido pelo pesquisador.

A pesquisadora irá tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo.

Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão.

O (A) Sr (a) não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, na Faculdade de Odontologia / UFMS e a outra será fornecida a você.

Eu, \_\_\_\_\_, portador do documento de Identidade \_\_\_\_\_ fui informado (a) dos objetivos do estudo “Efeito da contaminação por sangue na microdureza superficial do Biodentine™”, de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar.

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Campo Grande, MS, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_ .

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Nome Assinatura participante

Nome Assinatura pesquisador

Em caso de dúvidas com respeito aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o Comitê de Ética da UFMS, localizado na cidade universitária, no prédio das Pró-reitorias/UFMS, telefone (67) 3345-7187, e-mail: [bioetica@propp.ufms.br](mailto:bioetica@propp.ufms.br).