

1. INTRODUÇÃO

Biocerâmicas são materiais cerâmicos especificamente concebidos para uso médico e dentário. Durante os anos 1960 e 1970, estes materiais biocompatíveis foram desenvolvidos para utilização no corpo humano, tais como a substituição da articulação, as placas de osso, cimento ósseo, ligamentos e tendões, as próteses de vasos sanguíneos, válvulas cardíacas, dispositivos para reparo de pele, substituições coclear e lentes de contato. Esses materiais inorgânicos incluem a alumina, zircônia, vidro bioativo, revestimentos e compósitos, hidroxiapatita e fosfato de cálcio reabsorvíveis.

A primeira biocerâmica utilizada com sucesso em odontologia foi Agregado Trióxido Mineral (MTA) introduzida no início dos anos 90 como um material para perfurações e retro-obturações. Quimicamente é um material de silicato de cálcio, com base em cimento Portland com a adição de óxido de bismuto como radiopacificador. Nos últimos anos tornou-se “padrão ouro” em endodontia porém, embora a eficácia clínica do MTA esteja bem estabelecida, o material apresenta algumas desvantagens tais como um tempo de presa longo, difícil manejo, baixa resistência à lavagem, risco de descoloração dos dentes associados na presença de óxido de bismuto. Para superar estas desvantagens, novos materiais biocerâmicos foram desenvolvidos.

Em 2007, uma investigação e desenvolvimento de produto da empresa canadense desenvolveu um material pré-misturado à base de silicato de cálcio

injetável. Este têm excelentes propriedades mecânicas e biológicas, e boas propriedades de manuseamento. Ele é hidrofílico, insolúvel, radiopaco, livre de alumínio, tem pH básico e requer umidade para tomar presa (DEBELIAN et al. 2016).

A mistura e a característica de manuseamento do sistema pó / líquido são muito sensíveis a técnica e produzem um desperdício considerável. Os cimentos biocerâmicos pré-misturados requerem umidade dos tecidos circundantes para tomar presa, tendo como vantagem a consistência uniforme e falta de resíduos. O cimento biocerâmico no momento da presa tem propriedades antimicrobianas. Quando toma presa por completo, ele é biocompatível e até mesmo bioativo. A biocompatibilidade é devido à sua semelhança com a hidroxiapatita biológica. Quando os materiais biocerâmicos entram em contato com os fluídos dos tecidos, elas liberam hidróxido de cálcio, que pode interagir com fosfatos para formar hidroxiapatita (DEBELIAN et al. 2016).

A biocompatibilidade é definida como a capacidade de material conseguir resposta do hospedeiro apropriada e vantajosa em aplicações específicas. Em outras palavras, um material é dito biocompatível quando este entrar em contato com o tecido e não consegue provocar uma reação adversa, tais como toxicidade, irritação, inflamação, alergia, ou carcinogenicidade (HADDAD et al. 2016).

A evolução do MTA reparador originaram o cimento endodôntico biocerâmico que possuem propriedades específicas para serem usados como obturadores intracanal convencional. Contudo, existem poucas investigações clínicas e laboratoriais deste material.

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho é efetuar uma revisão de literatura a respeito das propriedades dos cimentos biocerâmicos utilizados em endodontia.

3. REVISÃO DE LITERATURA

Segundo a revisão de literatura de Rawtiya et al. (2013) a propriedade desejável de cimento endodôntico é ter uma boa capacidade de vedação. Um bom cimento deve aderir tanto à dentina como ao cone de guta-percha. Ele também deve ter força de coesão para manter os materiais obturadores juntos, ter viscosidade e fluidez boa para molhar as irregularidades sobre a parede do canal radicular e preencher o espaço entre os cones de guta-percha e a superfície do canal radicular. Não deve irritar os tecidos periapicais. Idealmente, seria desejável que estimule a reparação biológica por deposição de tecido mineralizado. A maioria dos cimentos endodônticos convencionais têm demonstrado atividade biológica insuficiente com citotoxicidade em culturas de células, especialmente quando recém misturado. O contato direto deste nos tecidos periapicais pode causar a degeneração celular e a cicatrização retardada de feridas. Além disso, a prática clínica sugere que a contaminação com fluido e sangue na região apical do canal radicular e umidade da dentina podem ser esperados em dentes com reabsorção apical ou ápices imaturos, causando pobre conformação do canal radicular. Portanto o ambiente úmido permanece um desafio para cimentos convencionais hidrofóbico na capacidade de selamento.

	ISO standards	ANSI/ADA standards
Setting time	When ≤ 30 min, $\leq 10\%$ stated by the manufacture When > 30 min, < 72 hours, within the range (min)	Within 10% of setting time stated by the manufacturers
Flow	≥ 20 mm	≥ 25 mm
Solubility	$\leq 3\%$ for 24 hours	$\leq 3\%$ for 24 hours
Dimensional change	Shrinkage (contraction) $\leq 1\%$ for 30 days Expansion $\leq 0.1\%$ for 30 days	
Radiopacity	≥ 3 mm aluminum thickness	

Fig. 1 – Normas internacionais ISO 6876/2012 e Especificações ANSI/ADA (LEE et al. 2017).

Segundo a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) as principais funções de cimentos endodônticos são vedação de espaços vazios, canais acessórios e múltiplos forames, formação de uma ligação entre o cone e a parede do canal radicular, e agir como um lubrificante, facilitando a colocação de cone e sepultando qualquer bactéria restante. A maioria dos cimentos obturadores biocerâmico foram considerados biocompatíveis. A sua biocompatibilidade impede a rejeição pelos tecidos circundantes. Os materiais biocerâmicos contêm fosfato de cálcio que aumenta as propriedades de fixação das biocerâmicas e resulta em uma composição química e estrutura cristalina semelhante aos materiais de apatita do dente e do osso, melhorando assim a união cimento-dentina. No entanto, uma das principais desvantagens desses materiais está na dificuldade em removê-los do canal radicular.

Bueno et al. (2016) alegam que quando o cimento endodôntico atinge o forame apical, ele entra em contato direto com o tecido periapical e, portanto, há preocupação com as reações adversas que o cimento pode causar nos tecidos. Esses efeitos podem atrasar ou dificultar a reparação. Nos estudos prévios sobre cimentos biocerâmicos revelaram menores mediadores inflamatórios e melhor expressão de osteoblastos, indicando assim que a biocerâmica é biocompatível.

Para Lee et al. (2017) os cimentos endodônticos são usados para alcançar uma vedação à prova de fluido em todo o sistema do canal radicular. Um cimento ideal deve oferecer uma excelente vedação quando ajustado, estabilidade dimensional, um tempo de presa suficiente para garantir o tempo de trabalho, insolubilidade contra os fluídos dos tecidos, uma adesão adequada com paredes do canal, e ter boa biocompatibilidade.

Segundo revisão de literatura de Lima et al. (2017) os cimentos biocerâmicos exibem excelentes propriedades de biocompatibilidade devido à sua similaridade com o processo biológico de formação de hidroxiapatita e à capacidade de induzir uma resposta regenerativa no corpo humano. As biocerâmicas apresentam capacidade osteoindutiva intrínseca.

A seguir serão descritas algumas das propriedades ideais dos cimentos endodônticos.

3.1. BIOCOMPATIBILIDADE E BIOATIVIDADE

Zhang et al. (2010) avaliaram in vitro os efeitos dos cimentos iRoot SP e AH Plus em células MG63, semelhantes a osteoblastos humanos. No ensaio MTT, 24 horas após o preparo, os extratos não diluídos de iRoot não foram citotóxicos e os extratos não diluídos de AH Plus foram ligeiramente citotóxicos. Os extratos de iRoot SP e AH Plus não foram citotóxicos em diluição de 1/2 e 1/4. Na análise de expressão gênica mostraram que no primeiro dia o iRoot mostrou diminuição de expressão das proteínas COL I e BSP. No entanto, no terceiro dia houve aumento de COL I e OCN e no sexto dia mostrou aumento de BSP e OCN em comparação com grupo tratado com AH Plus e grupo controle. Essa pesquisa mostra que o iRoot não é citotóxico para as células MG63.

Loushine et al. (2011) investigaram a citotoxicidade de cimento Endosequence BC na presença de diferentes teores de humidade. O teor de humidade que produziu propriedade de ajuste melhor (BC Selaer sem água adicional deixada para definir completamente durante 240 horas a 100% de umidade relativa) foi utilizado para a comparação da citotoxicidade com cimento AH Plus. Testes *in vitro* foram realizadas utilizando osteoblastos de rato (MC3T3-E1) em ensaio MTT, durante 5 semanas subsequentes. Todos os cimentos exibiram citotoxicidade grave em 24 horas. Citotoxicidade de AH Plus diminuiu gradualmente ao longo do período e tornou-se não citotóxica na terceira semana. Por outro lado, BC Sealer permaneceu moderadamente citotóxico até a quinta semana e tornou-se levemente citotóxico apenas na sexta semana.

Güven et al. (2013) compararam os efeitos citotóxicos de cimentos MTA Fillapex, iRoot SP e AH Plus Jet usando teste MTS e análise MEV. Os hTGSCs foram usadas pelo fato de serem precursores de cementoblastos, osteoblastos e células do ligamento periodontal. Os resultados da análise MTS revelou que MTA Fillapex mostrou grande efeito citotóxico nos dias 3, 7 e 14. Nos dias 3 e 7 AH Plus mostrou uma citotoxicidade significativa enquanto que iRoot mostrou apenas no dia 7. Para visualizar as interações entre cimentos endodônticos e hTGSCs, as células foram semeadas em lamínulas revestidas com material e analisada por MEV. Os maiores níveis de adesão celular foram observados para o iRoot e o grupo controle durante todo o período. Os resultados demonstraram uma resposta não citotóxica para iRoot. A forte ligação de hTGSCs para a superfície do material sugere a biocompatibilidade de cimento iRoot SP.

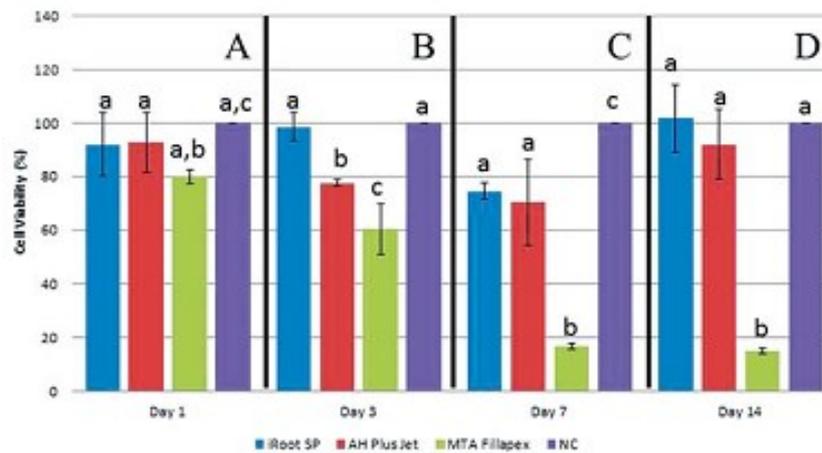


Fig. 2 – Porcentagem de viabilidade celular das células estaminais (média \pm SD; n = 6). Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas (GÜVEN et al. 2013).

Willershausen et al. (2013) estudaram a influência dos GMTA, WMTA, ProRoot MTA e ERRM em fibroblastos e osteoblastos. Eles foram incubadas com fibroblastos humanos de ligamento periodontal e osteoblastos durante até 96 h. A proliferação celular foi determinada por meio do ensaio de azul de Alamar e a coloração de fluorescência foi realizada para monitorar visualmente o crescimento celular e morfologia. Apenas às 72 h e a 96 h, as taxas de proliferação dos fibroblastos em contato com ERRM foram significativamente menores. Em contraste, não foram encontradas diferenças relevantes entre osteoblastos com ou sem contato com ERRM ao longo de todo período de observação. Sugere-se uma baixa citotoxicidade do material. Os resultados do presente estudo demonstraram que o ERRM, e ProRoot MTA e MTA-Angelus não inibiram consideravelmente a proliferação de fibroblastos e osteoblastos PDL em até 96 h, sendo ERRM o menos inibitório.

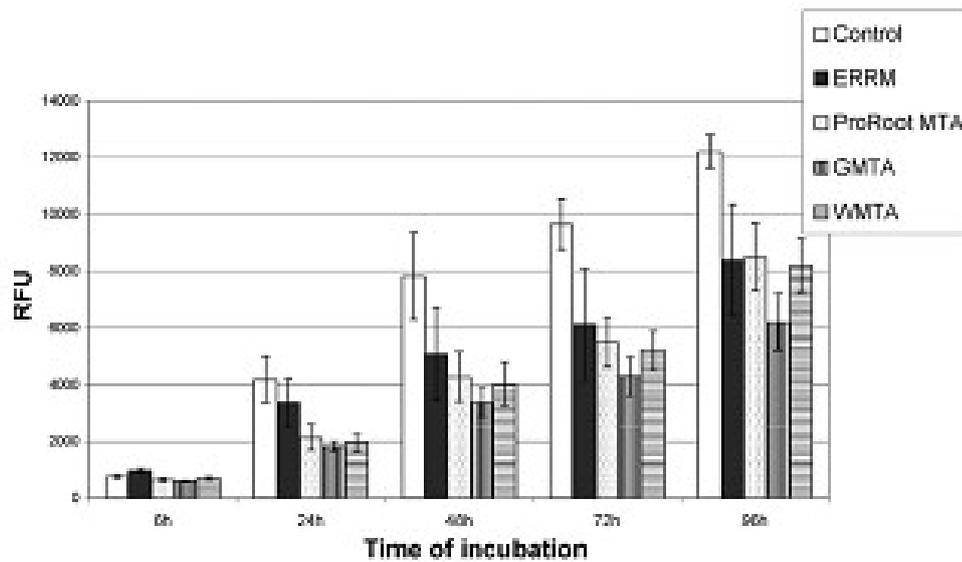


Fig. 3 - Resultados do ensaio de azul de Alamar (média \pm SD; n = 6) com fibroblastos do ligamento periodontal humano expostos a ERRM, ProRoot MTA, GMTA e WMTA, e com células sem cimento (controles) (WILLERSHAUSEN et al. 2013).

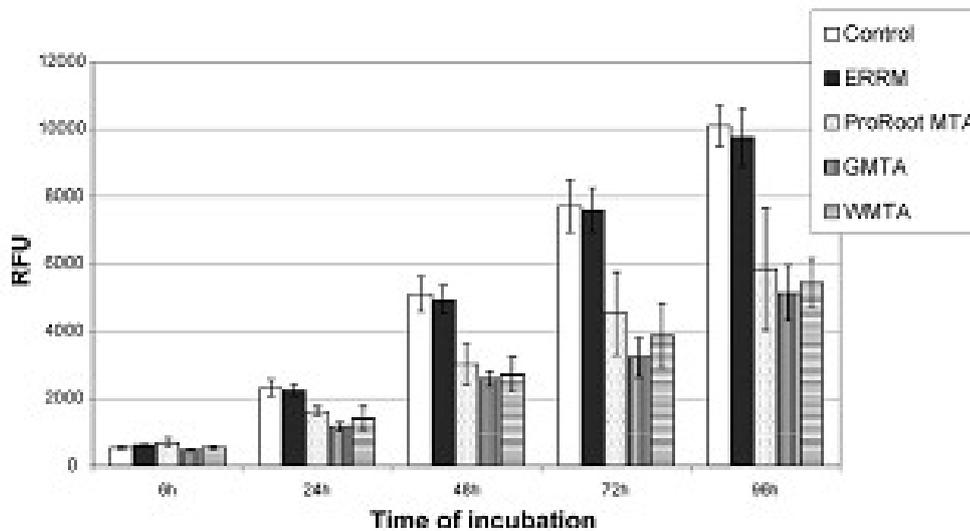


Fig. 4- Resultados do ensaio de azul de Alamar (média \pm SD; n = 6) com osteoblastos do ligamento periodontal humano expostos a ERRM, ProRoot MTA, GMTA e WMTA, e com células sem cimento (controles) (WILLERSHAUSEN et al. 2013).

Güven et al. (2013) compararam in vitro a capacidade de MTA e iRoot SP na diferenciação odontogênica de hTGSCs e biomineralização. Avaliados através dos níveis de DSPP e COL1A, expressão de RNAm, medição da atividade de ALP e

visualização de depósitos de cálcio por colorção von Kossa. No ensaio MTS para avaliar a viabilidade celular, foram realizados nos dias 3 e 7. Os MTA e iRoot não apresentaram citotoxicidade. Na medição da atividade ALP, o MTA mostrou atividade maior, mas os dois cimentos mostraram aumento significativo comparado a controle. Na coloração von Kossa os dois cimentos mostraram depósitos de Ca²⁺. No ensaio de imunocitoquímica a expressão de DSP e COL1A foram observados nos dois cimentos. Na expressões relativas de RNAm (COL1A e DSPP), os dois cimentos apresentaram níveis de expressão significativo. No entanto, grupo MTA apresentou níveis significativamente maior que iRoot.

Chen et al. (2015) testaram a biocompatibilidade e bioatividade de cimentos Endosequence BC Sealer (BC), ProRoot ES (PR), AH Plus e Roth. Uma linhagem de precursores de osteoblastos murinos (IDG-SW3) foi exposta a uma ampla gama de concentrações para cada um dos cimentos por 7 dias. Células IDG-SW3 cultivadas na presença de fatores de diferenciação iniciaram exibindo sinais de diferenciação pela expressão de DMP1-GFP no grupo controle. No entanto, esta diferenciação foi completamente inibida quando expostas ao AH Plus e moderadamente aumentada pelo Roth. Por outro lado, um aumento dramático no número de células expressando GFP e a intensidade do sinal de fluorescência foi observada nos grupos PR e BC. Os cimentos PR e BC resultaram em um aumento significativo na mineralização em comparação com o controle. Este efeito de mineralização não foi detectado para o cimento Roth e significativamente abolido pelo AH Plus. Todos os cimentos mostraram redução na viabilidade celular e os BC e PR foram significativamente menos tóxicos para células precursores de osteoblastos que Roth e AH Plus.

Segundo a revisão de literatura de Jitaru et al. (2016) que estudaram sobre uso de biocerâmica em endodontia, os MTA, Endosequence Root Repair Material (ERRM) e Biodentine mostraram que nas culturas de células de fibroblastos que foram avaliados ao fim de 24 e 48 horas. Nas primeiras 24 horas todos os materiais

mostraram um aumento na viabilidade celular, mas ao fim de 48 horas, houve um ligeiro decréscimo na viabilidade celular. O MTA mostrou um aumento estatisticamente significativo na viabilidade das células quando comparada com ERRM.

De acordo com a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) os EndoSequence BC, iRoot SP e MTA-Fillapex mostraram moderada toxicidade quando recém-misturados, no entanto, a citotoxicidade reduziu com o tempo até a presa final. Embora avaliações in vitro de biocompatibilidade possam ser um indicador da citotoxicidade de um material, deficiências imunológicas in vitro devem ser levadas em consideração. No entanto, em outras literaturas verificou-se que o MTA-Fillapex tem um efeito citotóxico grave nas células de fibroblastos quando misturado fresco e esse efeito não diminuiu com o tempo. O nível de citotoxicidade permaneceu moderado até cinco semanas após a mistura.

Bueno et al. (2016) estudaram a biocompatibilidade usando 40 ratos Wistar, implantando os cimentos Sealapex, Acroseal, Smartpaste Bio nas costas de cada animal em direções opostas. Nos dias 7, 15, 30 e 60 após o implante, os animais foram eutanasiados. A luz polarizada (PL) foi utilizada para observar estruturas birrefringentes e a técnica de Von Kossa (VK) foi utilizada para observar a biomineralização. No dia 15 o Smartpaste Bio apresentou escore inflamatório menor que demais grupos e também apresentou cápsula fibrosa fina. Nos dias 30 e 60, não houve diferença estatisticamente significativa entre os escores entre os grupos. A análise de PL e VK revelou que Acroseal não teve indução de mineralização em nenhum período, ao contrário de Sealapex, que apresentou em todos os períodos de tempo e Smartpaste Bio apresentou até o dia 15 e diminuíram com o tempo. Todos os cimentos testados eram biocompatíveis, com uma diferença estatística observada para Smartpaste Bio. Todos os cimentos exceto Acroseal, induziram a biomineralização,.

Debelian et al. (2016) realizaram uma revisão de literatura sobre os materiais biocerâmicos pré-misturado em endodontia. Vários estudos in vitro relatam que os materiais de BC Sealer exibem biocompatibilidade e citotoxicidade semelhante ao MTA. Em comparação com AH Plus e Tubli-Seal TM, BC mostrou uma citotoxicidade mais baixa. Por outro lado, outro estudo concluiu que BC permaneceu moderadamente citotóxico durante o período de 6 semanas e as células semelhantes a osteoblastos reduziram a bioatividade e a atividade da fosfatase alcalina em comparação com MTA e Geristore. Um estudo recente comparando os resultados de apicectomias feitas com MTA ou massa biocerâmica em cães mostrou que a massa biocerâmica é um pouco melhor que a MTA, presumivelmente devido às suas propriedades superiores de manuseio.

De acordo com a revisão de literatura de Lima et al. (2017) que estudaram sobre os cimentos biocerâmicos, a citotoxicidade do Endosequence Root Repair Material (ERRM) e MTA exibem níveis semelhantes mínimos de citotoxicidade. Comparando a citotoxicidade de BioAggregate e iRoot em células MRC-5 de fibroblasto humano, encontrou que ambos apresentaram uma biocompatibilidade aceitável e efeito citotóxico foi dependente da concentração. Comparando White Pro-Root MTA e iRoot BP Plus ambos não induziram efeitos citotóxicos críticos, mas o iRoot promoveu uma viabilidade significativamente menor que o MTA após 48 horas de exposição. Comparando as características do cimento EndoSequence BC sealer com AH Plus, o cimento biocerâmico apresentou menor citotoxicidade.

3.2. pH

Candeiro et al. (2012) estudaram o pH dos Endosequence BC Sealer comparando com cimento AH Plus. O pH foi medido com o medidor de pH nos períodos de 3, 24, 72, 168 e 240 horas. A análise de pH mostrou que BC Sealer mostrou pH e liberação de Ca^{2+} maiores que os de AH Plus. Segundo esses pesquisadores um pH alcalino promove a eliminação de bactérias como *Enterococcus faecalis* que podem sobreviver após preparação químico-mecânica e induzir ou manter a inflamação periapical, mas não sobrevivem em pH próximo de 11. Ainda foi verificado que o mecanismo de estimulação do reparo pela deposição de tecido mineralizado depende do pH e da capacidade de liberação de Ca^{2+} .

	3 Hours	24 Hours	72 Hours	168 Hours	240 Hours
BC Sealer	10.31 ^a	10.87 ^a	10.94 ^a	11.21 ^a	11.16 ^a
AH Plus	7.81 ^b	7.53 ^b	7.42 ^b	7.60 ^b	7.17 ^b
Control	6.90	6.90	6.90	6.90	6.90

Fig. 5 - Valores de pH encontrados em diferentes períodos (CANDEIRO et al. 2012).

Lee et al. (2017) estudaram o pH de 3 cimentos à base de resina epóxi (AH-Plus, AD Seal, e Radic-Sealer) e 3 cimentos à base de biocerâmica (Endosequence BC Sealer, EndoSeal MTA, e MTA Fillapex). As amostras de cimento misturadas imediatamente após a manipulação foram denotadas como amostras frescas, e as amostras armazenadas na incubadora até a definição foram indicadas como amostras ajustadas. Aferidos nos 3, 30 e 60 minutos e 2, 12 e 24 horas para amostras frescas e 12 horas, 3 dias, 7 dias, 2 semanas e 4 semanas para amostras ajustadas. O pH da solução foi medido usando um medidor de pH digital. O BC Sealer apresentou o pH alcalino mais alto em todos os períodos de avaliação. O pH do EndoSeal foi significativamente mais alto do que o de 3 cimentos endodônticos à base de resina epóxi em todos os momentos experimentais. O Radic-Sealer e o AH-Plus mostraram acidez moderada em torno do pH 6 e o AD Seal apresentou pH neutro durante 4 semanas.

	3 min	30 min	60 min	2 hours	12 hours	24 hours
Radic-Sealer	8.84 ± 0.25 ^d	8.59 ± 0.27 ^c	8.34 ± 0.13 ^c	7.77 ± 0.34 ^c	7.72 ± 0.17 ^c	7.70 ± 0.26 ^c
AD Seal	9.06 ± 0.47 ^d	8.91 ± 0.55 ^d	8.65 ± 0.67 ^d	8.41 ± 0.92 ^d	7.87 ± 0.68 ^c	7.46 ± 0.77 ^c
AH-Plus	9.33 ± 0.28 ^c	9.45 ± 0.26 ^c	9.37 ± 0.23 ^c	9.18 ± 0.37 ^c	8.91 ± 0.46 ^d	8.68 ± 0.60 ^d
BC Sealer	11.64 ± 0.03 ^a	11.60 ± 0.02 ^a	11.67 ± 0.03 ^a	11.7 ± 0.03 ^a	11.78 ± 0.03 ^a	11.78 ± 0.03 ^a
EndoSeal MTA	10.41 ± 0.05 ^b	10.42 ± 0.06 ^b	10.42 ± 0.07 ^b	10.45 ± 0.07 ^b	10.77 ± 0.06 ^b	10.90 ± 0.05 ^b
MTA Fillapex	8.50 ± 0.26 ^e	8.93 ± 0.13 ^d	9.30 ± 0.15 ^c	9.52 ± 0.18 ^c	9.90 ± 0.11 ^c	10.02 ± 0.23 ^c

Fig. 6 - Alteração de pH de amostras frescas durante 24 horas (LEE et al. 2017).

	Initial	12 hours	3 days	7 days	2 weeks	4 weeks
Radic-Sealer	5.79 ± 0.06	6.35 ± 0.09 ^c	6.51 ± 0.12 ^c	6.40 ± 0.13 ^c	6.59 ± 0.51 ^d	6.34 ± 0.39 ^c
AD Seal	5.84 ± 0.57	6.95 ± 0.83 ^b	7.30 ± 0.75 ^b	7.15 ± 0.74 ^b	7.51 ± 0.86 ^c	7.49 ± 0.74 ^b
AH-Plus	5.84 ± 0.04	5.85 ± 0.35 ^d	5.87 ± 0.47 ^d	5.96 ± 0.44 ^d	6.10 ± 0.94 ^b	6.40 ± 0.47 ^c
EndoSeal MTA	5.76 ± 0.11	10.58 ± 0.06 ^a	10.90 ± 0.05 ^a	11.02 ± 0.04 ^a	11.26 ± 0.04 ^a	11.29 ± 0.07 ^a

Fig. 7 - Alteração do pH das amostras ajustadas durante 4 semanas (LEE et al. 2017).

3.3. LIBERAÇÃO DE CÁLCIO

Zhang et al. (2010) avaliaram *in vitro* os efeitos do cimentos iRoot SP e AH Plus na análise de mineralização das células MG63, determinada por coloração com alizarina vermelha. Os resultados mostraram que o iRoot em 1/4 de diluição mostrou aumento significativo no dia 14. Além disso, o iRoot permite a expressão de genes da matriz envolvidos na mineralização.

Candeiro et al. (2012) estudaram sobre a liberação de íons cálcio de Endosequence BC Sealer comparando com cimento AH Plus. A liberação de íons cálcio (Ca²⁺) foi medida usando um espectrofotômetro de absorção atômica. Uma solução de cloreto de lantânio na concentração de 10 g / L foi usada para eliminar a interferência de fosfatos e sulfatos e a possibilidade de formação de óxidos refratários. Uma solução estoque padrão de 10 mg / dL foi diluída em água para atingir as seguintes concentrações: 0,025, 0,05, 0,1, 0,25, 0,5 e 1,0 mg / dL. A liberação de Ca²⁺ foi mensurado nos períodos de 3, 24, 72, 168 e 240 horas. Endosequence BC Sealer apresentou uma liberação significativamente maior de

Ca²⁺ do que o cimento AH Plus. Às 24 horas, não houve diferença significativa entre os cimentos. Após 168 horas, ambos os cimentos exibiram a maior liberação de Ca²⁺.

	3 Hours	24 Hours	72 Hours	168 Hours	240 Hours	Total
BC Sealer	.329 ^a	.204 ^a	.427 ^a	1.108 ^a	.517 ^a	2.585 ^a
AH Plus	.072 ^b	.182 ^a	.060 ^b	.635 ^b	.152 ^b	.797 ^b
Control	.000	.000	.000	.000	.000	.000

Fig. 8 - Liberação de íons de cálcio (mg / l) observada nos diferentes períodos (CANDEIRO et al. 2012).

Güven et al. (2013) estudaram a capacidade de indução e biomineralização de MTA e iRoot SP. No ensaio de coloração de von Kossa os hTGSCs foram cultivadas em meio de diferenciação odontogénica com e sem MTA e iRoot SP durante 14 dias. No final do dia 14, coloração de von Kossa foi realizada, e a concentração de Ca²⁺ depósitos que foram formados por hTGSCs foram visualizados sob um microscópio de luz. Os hTGSCs com MTA ou iRoot e células tratados com diferenciação odontogénica mostraram depósitos de Ca²⁺, o hTGSCs sozinho não houve depósitos de Ca²⁺.

3.4. TEMPO DE PRESA

Loushine et al. (2011) investigaram o tempo de presa de cimentos Endosequence BC Sealer com diversas medidas de água incluída. O BC Sealer pré-misturada isento de água foi colocado no molde e transferida para uma câmara de humidade relativa de 100% e incubado a 37°C. O tempo de presa inicial foi definido quando suporta a agulha Gilmore de 113,4 g com diâmetro da ponta de 2,12 mm e o tempo de presa final, quando suporta a agulha Gilmore de 453,6 g com um diâmetro da ponta de 1,06 milímetros, sem indentação apreciável. A configuração inicial foi testada a cada hora para as primeiras 12 horas e, em seguida, a cada 6 horas até a

presa inicial. Após o tempo de presa inicial, as amostras foram testadas a cada 12 horas. O BC Sealer exigiu 72 horas para atingir a presa inicial e 240 horas para atingir a presa final. Houve uma tendência para o tempo de presa inicial aumentar (até 108 horas) e o tempo de presa final diminuir (até 168 horas) quando quantidades crescentes de água foram incluídas no cimento.

Segundo a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) o fabricante do MTA-Fillapex afirma que seu produto será fixado no mínimo em 2 horas e esse tempo de presa foi confirmado em pelo menos dois estudos. No entanto, até mesmo tempos mais curtos para MTA-Fillapex (66 min) foram relatados.

A revisão de literatura de Brzęcka et al. (2016) estudaram a respeito de impacto sobre a composição e a sua influência sobre as características de materiais biocerâmicos. O Biodentine apresentou o tempo de presa menor comparado com MTA e BioAggregate, que é o resultado da adição de cloreto de cálcio para o carbonato de cálcio líquido (acelerador de hidratação). O tempo de presa de ERRM putty teve os resultados semelhantes ao GMTA. O WMTA define um pouco mais rápido, mas iRoot FS definitivamente se destaca de outros materiais testados com o tempo de endurecimento mais curto inicial e final.

Conditions of the study	MTA	Biodentine	BioAggregate	EndoSequence	Calcium Enriched Mixture	References
setting time (min)						
	275	15	385			Jang et al. [8]
Initial setting	8.5 (Angelus MTA)	6.5				Butt et al. [10]
Final setting	228.33 (ProRoot MTA)	85.66				Kaup et al. [9]
Initial setting	58.3 (GMTA) 42.2 (WMTA)			61.6 (putty) 18.3 (iRoot FS)		Guo et al. [3]
Final setting	217.2 (GMTA) 139.6 (WMTA)			208 (putty) 57 (iRoot FS)		

Fig. 9 – Estudo sobre tempo de presa (min) entre MTA, Biodentine e Bio Agregate, Endosequence (BRZĘCKA et al. 2016).

Lee et al. (2017) avaliou o tempo final de definição de AH-Plus, AD Seal, Radic-Sealer e EndoSeal MTA. O conjunto foi armazenado em uma incubadora por pelo menos 1 hora. O tempo de presa foi determinado no momento em que a agulha de um aparato Vicat customizado não conseguiu criar o recuo. O intervalo de medição foi de 1 hora no início a 5 minutos de acordo com o processo de presa. O tempo desde o início da mistura até o ajuste do cimento foi considerado como o tempo presa. O EndoSeal MTA teve o maior tempo de presa (média: 20 horas e 23 min). Os Radic-Sealer e AD Seal mostraram um tempo de presa significativamente menor que o AH-Plus.

	Radic-Sealer	AD Seal	AH-Plus	EndoSequence BC Sealer	EndoSeal MTA	MTA Fillapex
Setting time (min)	114.1 ± 2.8 ^c	115.7 ± 2.8 ^c	959.6 ± 79.0 ^b	—	1223.4 ± 156.3 ^a	—

Fig. 10 - O tempo de presa (min) dos cimentos testados (média ± SD) (LEE et al. 2017).

3.5. MICRODUREZA

Loushine et al. (2011) investigou a microdureza de cimentos Endosequence BC Sealer com diversas medidas de água incluída. A Microdureza do BC Sealer foi avaliada usando o teste de entalhe Knoop. Cada amostra foi testada em três pontos, a intervalos de 3 mm sob uma carga de 10 g durante 10 segundos. A microdureza do BC Sealer diminuiu significativamente quando a água foi incluída no cimento. Observou-se uma diferença significativa entre o cimento sem água adicional e o cimento com 1% em peso de água incorporado no cimento misto. Também houve diferença significativa entre cimento com 1% e cimento com 2% em peso de água. Não houve nenhuma queda significativa entre os cimentos com 2% a 9% em peso de água. Pode-se concluir que as mudanças no teor de água ambiental afeta negativamente o tempo de configuração e microdureza de Endosequence BC Sealer.

3.6. ESCOAMENTO

De acordo com as especificações da ISO 6876/2001, para o teste de escoamento, um disco de pelo menos 20 mm de diâmetro deve ser obtido.

Candeiro et al. (2012) estudou o escoamento dos Endosequence BC Sealer comparando com cimento AH Plus. O volume final de 0,05 mL de cimento foi preparado e colocado em placa de vidro. Aos 1805 segundos após o início da mistura, a segunda placa de vidro (50 x 50 mm e 20 g) foi cuidadosamente colocada centralmente no topo do cimento, seguida por uma ponderação de aproximadamente 100 g para dar uma massa total de 120 g. Dez minutos após o início da mistura, o peso foi removido e os diâmetros mínimo e máximo dos discos foram medidos por um calibrador digital. Se os valores estivessem dentro de 1 mm, a média de ambos os diâmetros (máximo e mínimo) foi tomada como o escoamento da amostra, se não, o teste foi repetido. O AH Plus apresentou um escoamento significativamente menor (21,17mm) do que o Endosequence BC Sealer (26,96mm).

Segundo a revisão de literatura de Rawtiya et al. (2013) MTA Fillapex tem uma taxa de escoamento elevada (27 mm) e uma espessura de filme baixo, de modo que facilmente penetra nos canais laterais e acessórios. Independentemente da técnica de obturação, MTA Fillapex proporciona alta capacidade de vedação que, ao contrário de outros cimentos biocerâmicos, não é afetado negativamente pelo calor.

Segundo a revisão de literatura de Haddad (2016) o escoamento é uma propriedade essencial que permite que o cimento preencha áreas de difícil acesso, como as estreitas irregularidades da dentina, istmo, canais acessórios e vazios entre os cones principal e acessório. Nos estudos foi avaliado que a taxa de escoamento para o EndoSequence BC Sealer foi relatada de forma variada como 23,1 mm e 26,96 mm. Da mesma forma, a taxa de escoamento de MTA Fillapex foi relatada como 22 mm, 24,9 mm e 29,04 mm. Enquanto a maioria dos fabricantes de cimentos de canal radicular à base de biocerâmica afirmam que a taxa de escoamento de seus cimentos atendem aos requisitos da ISO, a literatura não apoia tais alegações.

Khalil et al. (2016) estudaram as propriedades de cimento à base de silicato de tricálcio comparando Bio MM, Bio Root RCS e AH Plus. Os materiais foram misturados e, usando uma pipeta foi dispensada numa placa de vidro. A segunda placa de vidro com peso de 20 g foi colocado no centro no topo do cimento, seguido pelo peso de 100 g. O conjunto foi deixado no lugar durante 10 minutos a partir do início da mistura. Os diâmetros máximo e mínimo do disco comprimido de cimento foram medidos utilizando um compasso de calibre. O diâmetro médio foi calculado se os diâmetros concordaram em menos de 1mm. Se não, o teste foi repetido. Bio MM tinha um escoamento mais baixo e uma espessura de película mais elevado do que é especificado para cimentos na norma ISO 6876.

Sealer type	Flow (mm)
Bio MM	13 ± 1.1
BioRoot RCS	16 ± 1.6
AH Plus	17 ± 1.6
ISO 6876	>17

Fig. 11 – Pesquisa de escoamento de cimentos em conformidade com a norma ISO 6876 (2012) (KHALIL et al. 2016).

Lee et al. (2017) avaliou o escoamento de AH-Plus, AD Seal, Radic-Sealer, Endosequence BC Sealer, EndoSeal MTA, e MTA Fillapex. Um volume de 0,05 mL de cimento misto foi colocado em uma placa de vidro. Aos 3 minutos após a mistura, colocou-se uma segunda placa de vidro e adicionou-se um peso de 100 g para fazer uma massa total de 120 g durante 7 minutos. Os diâmetros mínimo e máximo foram medidos por um paquímetro digital. Se os discos não fossem uniformemente circulares, o teste foi repetido. Todos os cimentos testados, exceto BC Sealer, mostraram o escoamento maior que 20 mm, o que está de acordo com os padrões ISO. O MTA Fillapex apresentou um maior escoamento e o BC Sealer apresentou um escoamento significativamente menor do que os outros cimentos.

3.7. RETRATABILIDADE

Hess et al. (2011) avaliaram a capacidade de retratamento de BC Sealer e AH Plus em relação à patência e perda de CT usando o MEV. Quarenta raízes MVs de molares inferiores humanos foram utilizados divididos em 4 grupos: Grupo 1 obturado com BCS com técnica de cone único no CT; Grupo 2, BCS com técnica de cone único 2 mm aquém de CT; Grupo 3, AH Plus com técnica de onda contínua no CT; Grupo 4, AH Plus com técnica de onda contínua 2mm aquém de CT. O CT foi restabelecido em 100% das amostras nos Grupos 1, 3, e 4 e em 30% do Grupo 2. A patência foi restabelecida em 100% das amostras nos Grupos 3 e 4. Mas no Grupo 1 a patência foi recuperado em 80% e no Grupo 2 em 30% das amostras. O tempo necessário para remover o BCS também foi mais longo comparado ao grupo AH Plus.

Segundo a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) os materiais obturadores fornecem uma barreira mecânica para o isolamento de tecido necrótico ou bactérias responsáveis pela persistência da inflamação periapical. Um dos estudos observou que a maior parte do material remanescente durante o retratamento é cimento. Foi observado que EndoSequence BC Sealer é difícil de remover do canal radicular usando técnicas convencionais de retratamento, incluindo calor, clorofórmio, instrumentos rotatórios e limas manuais. Um número de casos foi relatado que a obstrução do forame apical resultou em uma perda de patência. Mas a retratabilidade com MTA-Fillapex é comparável com AH Plus em termos de material restante no canal, remoção de dentina e tempo necessário para atingir o comprimento de trabalho.

No estudo de Zuolo et al. (2016), os autores avaliaram a capacidade de remoção de Pulp Canal Sealer (PCS) e cimento biocerâmico (BCS). Os canais foram preparados utilizando os instrumentos ProTaper Universal e obturados pela técnica de obturação de ondas contínuas preenchidos com guta-percha e PCS e com guta-percha e BCS. Os espécimes foram retratados usando os arquivos Reciproc ou TRUShape. Um micro-CT foi usado para avaliar a remoção do material de preenchimento, e o tempo de remoção também foi registrado. Não houve diferença quanto ao percentual de material de preenchimento remanescente quando comparados os dois sistemas de arquivos. Os grupos BCS exibiram significativamente mais resíduos nos canais que os grupos PCS e exigiram mais tempo para retratamento. Resíduos foram observados em todas as amostras.

Segundo a revisão de literatura de Lima et al. (2017) um estudo foi realizado sobre remoção de cimentos iRoot SP, MTA Fillapex e AH-26. Nenhum dos cimentos testados foi completamente removido dos canais utilizando o sistema ProTaper Universal Retreatment. Em outro estudo sobre o cimento EndoSequence BC Sealer e AH Plus, o BC Sealer apresentou significativamente mais resíduo. Os estudos

demonstraram que os cimentos biocerâmicos exibiram significativamente mais resíduos e exigiram maior tempo de retratamento. No entanto, independente da técnica e do cimento utilizados, todos os materiais são passíveis de deixar remanescentes.

Oltra et al. (2017) fizeram um estudo sobre retratabilidade de Endosequence BC Sealer e AH Plus, com e sem uso de clorofórmio, utilizando micro-CT. Foram selecionados 56 dentes unirradiculares humanos divididos em 4 grupos: Grupo 1A obturados com GP / AH Plus com clorofórmio; Grupo 1B obturados com GP / AH Plus sem clorofórmio; Grupo 2A obturados com GP / BC com clorofórmio; Grupo 2B obturados com GP / BC sem clorofórmio. Desobturaç o de BC Sealer que foi recuperado sem clorofórmio apresentou significativamente mais cimento no 1/3 coronal da raiz em compara o aos dentes tratados com clorofórmio. A patência e CT foram restabelecidos em 100% dos grupos 1A E 1B. A patência e CT foram restabelecidos em 93% dos dentes no grupo 2A. Em contrapartida, embora o CT tenha sido restabelecido em 93% dos dentes do Grupo 2B, a patência só pode ser restabelecida em 14% dos casos. A análise dos terços apical dos canais dos dentes retratados indicou que o AH Plus com o uso de clorofórmio teve material de preenchimento residual significativamente menor comparado a outros grupos.

	Group 1A (%)	Group 1B (%)	Group 2A (%)	Group 2B (%)
Patency Regained	100	100	93	14*
WL re-established	100	100	93	93

Fig. 12 – Capacidade de recuperar a patência e o comprimento de trabalho no retratamento endodôntico para diferentes grupos em porcentagem (%) (OLTRA et al. 2017).

3.8. SOLUBILIDADE

De acordo com a especificação ANSI / ADA 57, a solubilidade de um cimento do canal radicular não deve exceder 3% em massa.

Segundo a revisão de literatura de Rawtiya et al. (2013) a solubilidade MTA Fillapex é extremamente baixa (0,1%), impedindo a susceptibilidade a microgaps que permitem que as bactérias a recontaminar no canal.

De acordo com a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) a solubilidade é a perda de massa de um material, durante um período de imersão em água. Em um estudo, tanto o iRoot SP quanto o MTA-Fillapex são altamente solúveis, 20,64% e 14,89. Essa alta solubilidade é o resultado da presença de partículas nanométricas hidrofílicas em ambos os cimentos. Em outros estudos a solubilidade do MTA-Fillapex e EndoSequence é relatado como menor que 3%, consistente com a ISO 6876/2001. Essa discrepância entre os achados desses estudos pode ser atribuída a variações nos métodos utilizados para secar as amostras após submetê-las a teste de solubilidade. A baixa solubilidade do MTA-Angelus, consistente com os requisitos ANSI / ADA, devido a matriz insolúvel de sílica cristalina que mantém sua integridade mesmo na presença de água.

3.9. DESCOLORAÇÃO DA ESTRUTURA DENTÁRIA

Segundo a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) o MTA-Fillapex não causa descoloração da coroa perceptível clinicamente.

Segundo a revisão de literatura de Lima et al. (2017) todos os cimentos endodônticos causam descoloração do dente quando deixados na câmara pulpar. Essa descoloração é consequência de compostos dos cimentos que penetram em túbulos dentinários durante ou após a presa. Evidências suportam que materiais biocerâmicos podem induzir menos escurecimento da estrutura dentária. Os materiais à base de biocerâmica Biodentine, ERRM, ERRM putty, RMF, ERRM paste e AH Plus, não induzem alteração de cor perceptível na estrutura dentária quando deixados na câmara pulpar por períodos de tempo de seis meses. Ao comparar o potencial de descoloração do ERRM putty e do ProRoot MTA, quando colocados no terço coronal em dentes humanos extraídos durante um período de quatro meses, dentes tratados com PMTA exibiram descoloração progressiva, diferentemente do ERRM que mantiveram a estabilidade de cor.

3.10. RADIOPACIDADE

De acordo com a norma ISO 6876/2001, a radiopacidade mínima para um obturador de canal radicular é baseada em um padrão de referência de 3,00 mm de alumínio.

Candeiro et al. (2012) avaliaram a radiopacidade de Endosequence BC Sealer e AH Plus. Os anéis metálicos de 10 mm de diâmetro e 1 mm de espessura foram preenchidos com cimentos. Os cilindros de 1 mm de dentina e a cunha escalonada de alumínio graduada de 1 a 10 mm Al foram comparados aos cimentos. O valor de radiopacidade de BC Sealer ($3,834 \pm 0,346$ mm Al) foi significativamente menor que AH Plus ($6,936 \pm 0,462$ mm Al). A dentina apresentou o valor de 1,045

$\pm 0,200$ mm Al. Neste mesmo estudo foi descrito que outros pesquisadores avaliaram a radiopacidade do cimento Portland com diferentes agentes radiopacificadores e observaram a associação mais radiopaca em seguintes ordem decrescente: óxido de bismuto, óxido de zircônio, tungstato de cálcio, sulfato de bário e óxido de zinco. Portanto, dependendo da quantidade e agente radiopacificador, pode ser obtido cimento de radiopacidade diferente. Já que o AH Plus tem tungstato de cálcio, apresenta valor de radiopacidade elevada.

De acordo com a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) o cimento Endo CPM tem uma radiopacidade de 6mm Al devido à presença de trióxido de bismuto e sulfato de bário. Da mesma forma, a presença de trióxido de bismuto no MTA-Fillapex confere uma radiopacidade de 7mm Al.

Segundo a revisão de literatura de Brzęcka et al. (2016) o MTA contendo óxido de bismuto como radiopacificador tem a radiopacidade incomparável. Segundo um estudo a radiopacidade de Biodentine é ligeiramente inferior ao BioAggregate e significativamente menor que MTA. Mas todos os valores excederam o padrão mínimo de acordo com a norma ISO. Em outro estudo, mais recente, o valor de radiopacidade do Biodentine foi de apenas 1,5 mm Al, que é definitivamente baixo para uso clínico. O CEM também demonstra radiopacidade insuficiente que diferentes tipos de MTA, mas com maior radiopacidade que dentina (1 mm Al).

Khalil et al. (2016) estudaram a radiopacidade de Bio MM, Bio Root RCS e AH Plus. Três espécimes 10mm de diâmetro e 1mm de espessura foram preparadas de cada tipo de cimento e radiografados com cunha de alumínio calibrada com incrementos de 3 mm. Foram então determinados os valores de pixel de tons de

cinza. Todos apresentaram radiopacidade adequada, sendo o Bio MM menos radiopaco (4,5 mm Al). A radiopacidade do AH Plus é devido a 2 agentes radiopacificadores explicando a alta taxa de radiopacidade (18,4 mm Al). BioRoot RCS contém óxido de zircônio e Bio MM contém óxido de tântalo. O óxido de tântalo também está presente em um novo tipo de MTA chamado Neo MTA. Foi introduzido para substituir o óxido de bismuto, porque este último causa a descoloração dos dentes quando usado na parte coronal do dente.

Sealer type	Radiopacity (mm Al)
Bio MM	4.5 ± 0.44
BioRoot RCS	8.3 ± 0.99
AH Plus	18.4 ± 0.39
ISO 6876	>3

Fig. 13 - Fig. 11 – Pesquisa de radiopacidade de cimentos em conformidade com a norma ISO 6876 (2012) (KHALIL et al. 2016).

Lee et al. (2017) avaliaram a radiopacidade de AH-Plus, AD Seal, Radic-Sealer, Endosequence BC Sealer, EndoSeal MTA e MTA Fillapex. Dez anéis metálicos com 8 mm de diâmetro interno e 1 mm de espessura foram utilizados para preparar amostras de cimentos. Estes foram radiografadas com uma cunha escalonada de alumínio de 1 mm a 10 mm. Os AH-Plus e o EndoSeal MTA apresentaram valores estatisticamente maiores e o MTA Fillapex apresentou valores significativamente menores em comparação aos demais cimentos avaliados. Todos os cimentos testados apresentaram valores de radiopacidade em conformidade com as normas ISO.

	Radic-Sealer	AD Seal	AH-Plus	EndoSequence BC Sealer	EndoSeal MTA	MTA Fillapex
Radiopacity (mmAl)	7.67 ± 0.38 ^b	4.70 ± 0.33 ^d	10.00 ^{a*}	6.68 ± 0.99 ^c	9.50 ± 0.84 ^a	3.01 ± 0.20 ^e

Fig. 14 – A radiopacidade (mmAl) dos cimentos testados (média ± SD) (LEE et al. 2017).

3.11. ADESÃO

Segundo Candeiro et al. (2012) o smear layer contém humidade que pode agir como um agente de acoplamento. Demonstrou-se que a libertação de íons de cálcio e de hidroxila nos silicatos de cálcio resulta na formação de uma camada de apatita quando entra em contato com fluidos contendo fosfato, durante 2 meses. Formação desta camada interfacial desenvolve uma ligação química com as paredes dentinárias. Por conseguinte, antecipa-se que Endosequence BC Sealer, que é baseada numa composição de silicato de cálcio, tem o potencial para aderir quimicamente à dentina.

Shokouhinejad et al. (2013) estudaram a adesão de cimento biocerâmico na presença e ausência de smear layer. Dentes humanos foram preparados utilizando instrumentos rotatório Mtwo com o tamanho apical 35 / 0,04 e obturado com cimentos AH Plus e Endosequence BC Sealer com a técnica de condensação lateral frio. As amostras foram divididas em quatro grupos: Grupo 1 obturado com AH Plus sem remoção de smear layer; Grupo 2, com AH Plus e remoção de smear layer com EDTA 17% (5 mL de durante 1 min); Grupo 3, com BC sem remoção de smear layer; Grupo 4, com BC e remoção de smear layer. A presença ou ausência da camada de smear layer não afetou significativamente a força de união de materiais de enchimento. Os resultados deste estudo mostraram que a força de ligação de gutta-percha / Endosequence BC foi semelhante ao de gutta-percha / AH Plus com ou sem smear layer.

Group	Mean bond strength ± SD (MPa)
1. Gutta-percha/AH Plus, smear layer (+)	1.82 ± 0.68 ^a
2. Gutta-percha/AH Plus, smear layer (-)	1.70 ± 0.67 ^a
3. Gutta-percha/EndoSequence BC Sealer, smear layer (+)	1.77 ± 0.69 ^a
4. Gutta-percha/EndoSequence BC Sealer, smear layer (-)	1.57 ± 0.61 ^a

Fig. 15 - Valores de força de adesão push-out (média \pm SD) para diferentes grupos (SHOKOUHINEJAD et al. 2013)

De acordo com a revisão de literatura de Haddad et al. (2016) um estudo compara a adesão de AH Plus, Epiphany, MTA-Fillapex e iRoot SP. Quando houve medicação prévia com hidróxido de cálcio, melhorou a adesão do iRoot SP à dentina radicular e o iRoot mostrou maior resistência ao desalojamento da dentina radicular comparado aos outros cimentos. No entanto, na ausência de hidróxido de cálcio a ligação foi menor que a de AH Plus e comparável ao MTA-Fillapex. Essa melhora na ligação é explicada pela interação química entre o hidróxido de cálcio e iRoot SP, aumentando a resistência ao atrito e / ou a retenção micromecânica. Em outro estudo o Endo CPM mostrou uma força de adesão significativamente maior em comparação com MTA-Fillapex e AH Plus.

Yap et al. (2017) compararam a força de adesão push-out de Total Fill BCTM, AH Plus e Endo REZ em 2 semanas e 3 meses após a obturação. As 180 fatias de raízes foram distribuídas em 5 grupos: G1 (AH Plus / guta-percha), G2 (TotalFill BC / guta-percha revestida com BC), G3 (TotalFill BC / guta-percha), G4 (EndoREZ / guta-percha revestida por EndoREZ) e G5 (EndoREZ / guta-percha). Os G1, G2 e G3 mostraram força de adesão semelhantes na segunda semana, mas no terceiro mês G2 e G3 mostraram a resistência significativamente aumentada. Os G4 e G5 tiveram baixa força de adesão que diminuiu com o tempo.

Groups	Bond strength		<i>p</i> value	Mean difference (I - J)
	2 weeks (I)	3 months (J)		
G1	1.46 \pm 0.29 ^a	1.70 \pm 1.05 ^d	0.37	-0.24
G2	1.74 \pm 0.43 ^a	3.69 \pm 1.20 ^c	<0.001	-1.95
G3	1.33 \pm 0.29 ^a	2.84 \pm 0.83 ^c	<0.001	-1.51
G4	0.66 \pm 0.31 ^b	0.14 \pm 0.05 ^e	<0.001	0.52
G5	0.74 \pm 0.47 ^b	0.24 \pm 0.10 ^e	<0.001	0.50

Fig. 16 - Força de adesão média push-out (MPa) nos grupos experimentais em 2 semanas e 3 meses após a obturação (YAP et al. 2017).

Segundo a revisão de literatura de Lima et al. (2017) o ERRM apresentou resistência adesiva significativamente maior para as paredes do canal radicular em comparação com MTA e Bioagregado. Sobre a resistência de união aplicada nos diferentes terços do canal, o cimento BC-Sealer provou ser o melhor material de adesão em todos os terços do canal, sendo significativamente mais notável no terço apical. Em outro estudo, afirma que a resistência de união de cimento biocerâmico é a mais elevada, seguida pela do cimento à base de resina. A mais baixa resistência de união foi observada pelo cimento à base de MTA.

Gritti et al. (2017) avaliaram a adesão de Endosequence BC Sealer usando guta-percha à base de vidro de fosfato de nióbio experimental (GNb) ou guta-percha convencional (GP), ambos associados à solução de reumidificação: água destilada (DW); solução salina tamponada com fosfato (PBS); fluido corporal simulado (SBF); nenhuma solução. A análise foi realizada 30 dias após a obturação. O GNb aumentou a força de união quando comparado ao GP. Em relação às soluções, a SBF apresentou a maior resistência de união comparada aos demais grupos (PBS, DW e controle). Os grupos PBS, DW e controle foram semelhantes entre si.

3.12. ADAPTAÇÃO MARGINAL

Segundo a revisão de literatura de Lima et al. (2017) a adaptação do ERRM foi comparável à do MTA. Entretanto, os cimentos à base de biocerâmica exibiram

mais regiões contendo gaps quando comparados com o AH Plus. Uma explicação plausível para presença de gaps interfaciais pode ser a técnica de condensação realizada.

Eltair et al. (2017) avaliaram a adaptação entre gutta-percha com cimento silicato de cálcio biocerâmico (BC) e gutta-percha com AH Plus. Os 62 pré-molares inferiores foram divididos em seis grupos: G1 (técnica de cone único, GP TotalFill BC, cimento TotalFill BC); G2 (técnica de condensação lateral, GP Total FillBC, cimento TotalFill BC); G3 (técnica de cone único, GP, cimento TotalFill BC); G4 (técnica de condensação lateral, GP, cimento TotalFill BC); G5 (técnica de cone único, GP, cimento AH Plus); G6 (técnica de condensação lateral, GP, AH Plus). As lacunas interfaciais foram mensuradas através de estudo com MEV. A gutta-percha convencional foi associada a menor porcentagem de lacunas interfaciais. O cimento AH Plus mostrou mais lacunas entre cimento e dentina em comparação ao BC. Não houve diferença significativa de lacunas entre os dois tipos de cimento e a gutta-percha. A técnica de obturação diferente não afetou significativamente a capacidade de adaptação do cimento.

Mean % (sd)	Surface area		Gaps between	
	Gutta-percha	Sealer	Sealer and gutta-percha	Sealer and dentin
Coronal section				
Group 1	46.7 (13.7)	52.9 (13.8)	0.2 (0.2)	0.2 (0.3)
Group 2	75.3 (11.9)	23.9 (12.1)	0.6 (0.8)	0.2 (0.2)
Group 3	27.3 (13.1)	72.5 (13.1)	0.1 (0.1)	0.1 (0.1)
Group 4	73.5 (12.9)	26.3 (12.8)	0.1 (0.1)	0.1 (0.1)
Group 5	17.3 (11.8)	82.6 (11.8)	0.0 (0.1)	0.0 (0.1)
Group 6	72.6 (10.8)	26.8 (10.9)	0.1 (0.2)	0.5 (1.0)
Middle section				
Group 1	60.3 (15.3)	38.6 (15.1)	0.5 (0.5)	0.6 (0.8)
Group 2	80.3 (7.7)	19.4 (7.5)	0.2 (0.3)	0.1 (0.2)
Group 3	48.5 (16.9)	51.2 (17.0)	0.2 (0.2)	0.2 (0.3)
Group 4	86.8 (7.0)	13.0 (7.1)	0.1 (0.1)	0.1 (0.1)
Group 5	42.0 (14.7)	57.8 (14.9)	0.1 (0.1)	0.1 (0.1)
Group 6	86.1 (8.9)	13.0 (8.5)	0.2 (0.2)	0.7 (0.9)
Apical section				
Group 1	76.6 (16.2)	22.7 (15.8)	0.2 (0.2)	0.5 (0.6)
Group 2	83.2 (11.1)	16.2 (11.2)	0.2 (0.3)	0.4 (0.4)
Group 3	80.9 (12.4)	18.7 (12.3)	0.2 (0.3)	0.2 (0.1)
Group 4	89.0 (4.8)	10.6 (4.8)	0.2 (0.3)	0.2 (0.2)
Group 5	69.1 (16.9)	30.7 (16.9)	0.1 (0.0)	0.1 (0.1)
Group 6	84.0 (15.7)	15.5 (15.6)	0.3 (0.4)	0.2 (0.2)

Fig. 17 – A porcentagem média da área de superfície da guta-percha e cimento e porcentagem média dos intervalos interfaciais em diferentes seções do canal radicular e desvio padrão(ELTAIR et al. 2017).

3.13. RESISTÊNCIA À FRATURA

Segundo a revisão de literatura de Debelian et al. (2016) o iRoot SP demonstrou in vitro que aumentou a resistência à fratura das raízes endodonticamente tratadas, principalmente quando acompanhado com cones de guta-percha revestidos de biocerâmica. Nas raízes imaturas tratadas com iRoot SP houve aumento de resistência à fratura. Nas raízes maduras os resultados semelhantes foram relatados quando tratadas com Endosequence ou AH Plus.

Segundo a revisão de literatura de Lima et al. (2017) estudaram a resistência à fratura de dentes preenchidos com Endosequence BC, Tech Biosealer Endo e AH Plus Jet. Em contraste com Tech Biosealer Endo, o BC e o AH Plus aumentaram a resistência à fratura de pré-molares com raízes únicas.

4. DISCUSSÃO

Um material ideal utilizado para obturação do canal radicular deve ser biocompatível, radiopaco, antimicrobiano, dimensionalmente estável, fácil de manipular e não deve ser afetado pela contaminação sanguínea. A qualidade dos materiais utilizados no tratamento endodôntico é de grande importância devido ao contato íntimo destes nos tecidos periapicais possibilitando o risco de uma toxicidade sistêmica.

Um das grandes vantagens associadas ao uso de materiais biocerâmicos como cimentos endodônticos é a presença de fosfato de cálcio que resulta numa composição química e estrutura cristalina semelhante aos materiais de apatita do dente e do osso, melhorando assim a união do cimento a dentina (HADDAD et al. 2018).

A biocompatibilidade de iRoot SP foi atribuída pela semelhança entre os componentes principais, fosfato de cálcio, silicatos de cálcio, óxido de zircônio e hidróxido de cálcio com tecido dental duro. As pesquisas têm mostrado que os cimentos derivados do silicato de cálcio são capazes de induzir a proliferação de fibroblastos periodontais e permitem o crescimento e diferenciação de células pulpares, osteoblastos e células semelhantes a osteoblastos, células estromais da medula humana, células-tronco mesenquimais orofaciais humanas e cementoblastos (GÜVEN et al. 2013).

Um pH alcalino podem contribuir para o seu potencial osteogénico, biocompatibilidade, e a capacidade antibacteriana. Tem sido relatado que um pH alcalino de cimentos podem neutralizar o ácido láctico a partir de osteoclastos e prevenir a dissolução de componentes mineralizados dos dentes. Portanto, podem contribuir para a formação de tecidos duros através da ativação da fosfatase alcalina (LEE et al. 2017).

A atividade antimicrobiana no cimento endodôntico aumenta a taxa de sucesso dos tratamentos, eliminando infecções residuais. De acordo com a literatura, as principais propriedades antimicrobianas dos cimentos endodônticos residem em sua alcalinidade e liberação de íons cálcio que estimulam o reparo através da deposição de tecido mineralizado (HADDAD et al. 2016).

O EndoSequence BC Sealer demonstrou ter um pH elevado (> 11), bem como uma elevada tendência para libertar íons de cálcio (HADDAD et al. 2016).

A atividade antibacteriana do cimento iRoot SP in vitro contra *Enterococcus faecalis* no teste de contato direto modificado. Os autores encontraram que o cimento iRoot SP tinha um alto valor de pH (11,5) mesmo após a presa, mas o seu efeito antimicrobiano diminuiu significativamente após sete dias (ZHANG et al. 2009).

Foi constatado que os materiais biocerâmicos têm um pH de 12,7, durante a presa, semelhante ao hidróxido de cálcio, resultando em efeitos antibacteriano. O pH alcalino promove a eliminação de bactérias, tais como *Enterococcus faecalis* (DEBELIAN et al. 2016).

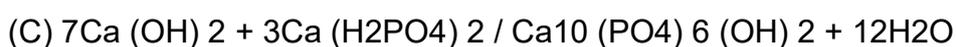
Um dos estudos que avaliaram, in vitro, as propriedades antibacterianas dos cimentos endodônticos contra *Enterococcus faecalis* e observaram que EndoSequence BC Sealer, apresentou atividade antibacteriana semelhante ao MTA e melhor desempenho em comparação com cimentos à base de resina e óxido de zinco eugenol (LIMA et al. 2017).

Os cimentos endodônticos contendo óxido de cálcio têm sido sugeridos como materiais obturadores devido à sua capacidade de dissociar-se em íons cálcio e hidroxila, resultando em um pH mais alto que favorece a reparação e induz a formação de tecido mineralizado (BUENO et al. 2016).

Uma possível explicação para a alta quantidade de Ca^{2+} liberada por cimentos biocerâmicos poderia estar associada às reações de aclimatação, incluindo reações de hidratação de silicatos de cálcio, como descrito abaixo:



A reação de precipitação da apatita de fosfato de cálcio é a seguinte:



(CANDEIRO et al. 2012).

Comparando a atividade antibacteriana de MTA-Fillapex e Endo CPM contra *Enterococcus faecalis* a zona de inibição bacteriana produzida pelo MTA-Fillapex foi maior que a produzida pelo Endo CPM, mesmo apresentando pH superior a 11 (HADDAD et al. 2016).

A atividade antimicrobiana do MTA Fillapex também foi atribuída ao seu componente de resina. O MTA Fillapex mostrou citotoxicidade grave quando as células foram expostas ao cimento fresco e a toxicidade não reduziu ao longo dos períodos de tempo testado. O elevado potencial citotóxico de MTA Fillapex observado pode ser explicado pela continuidade da ativação do componente de resina devido à sua elevada solubilidade. Além disso, o baixo teor de MTA (13,2%) pode permitir ao material, incapacidade de libertar quantidades favoráveis de íons Ca^+ (LEE et al. 2017).

Um composto ou tratamento é considerado citotóxico se impede a adesão celular, provoca grande mudança morfológica, afeta adversamente a taxa de replicação ou leva a uma redução na viabilidade global. Mas a falta de mecanismos de defesa, provavelmente, tem um forte impacto sobre a precisão das estimativas de toxicidade em testes in vitro.

O resultado de pesquisa de Loushine et al.(2011) mostrou a persistência da citotoxicidade significativamente maior em Endosequence BC Sealer comparada ao

AH Plus. Os resultados de biocompatibilidade deste estudo foram oposto aos descritos por Zhang et al.(2010) que compararam iRoot SP ao AH Plus. A diferença pode estar relacionada com o tipo de linha celular utilizada no estudo, bem como a maneira pela qual extratos foram apresentados para as células.

Há desvantagens ao tentar simular in vivo as condições usando um estudo in vitro. De acordo com a ISO 6876: 2001, a relação superfície / meio deve ser de 0,5 a 6,0 cm² / mL. Este padrão permite de 1.600 a 20.000 vezes mais superfície contato com o cimento do que um modelo in vivo de forame apical medindo aproximadamente 0,2 mm de diâmetro. O padrão ISO não evoluiu para avaliar com maior precisão à biocompatibilidade, o que pode resultar em superestimação da citotoxicidade do cimento (LOUSHINE et al. 2011).

A hidrofília reduz o ângulo de contato do cimento e facilita a penetração do cimento nas áreas finas do sistema de canais radiculares para aumentar a eficácia antibacteriana do iRoot SP in vivo (HADDAD et al. 2016).

Estudos adicionais devem ser realizados para avaliar os componentes de subprodutos produzidos durante a presa do material, afim de avaliar com mais precisão a citotoxicidade do EndoSequence BC Sealer. É possível estabelecer uma correlação entre o tempo de presa do material e o grau de citotoxicidade (LIMA et al. 2017).

O tempo de presa ideal do cimento endodôntico deve permitir um tempo de trabalho adequado. No entanto, tempo de endurecimento lento pode resultar em irritação dos tecidos, com a maioria dos cimentos obtendo algum grau de toxicidade até estarem completamente assentados (HADDAD et al. 2016).

Segundo os fabricantes de EndoSequence BC Sealer ou iRoot SP, a reação de presa é catalisada pela presença da umidade nos túbulos dentinários. Enquanto o tempo presa normal é de quatro horas, em pacientes com canais particularmente secos, o tempo pode aumentar significativamente. Portanto a umidade presente nos túbulos dentinários pode ser afetada pela absorção com pontos de papel e a presença de tampões de Smear Layer (HADDAD et al. 2016).

O fabricante de Endosequence BC Sealer afirma que há tempo de presa prolongado em canais excessivamente secos ou úmidos. A umidade excessiva também pode afetar a microdureza do cimento depois da presa (LOUSHINE et al. 2011).

A força de adesão é a força por unidade de área necessária para descolar o cimento da dentina. Embora nenhuma correlação tenha sido identificada entre infiltração e a força de adesão, a adesão recebeu atenção devido ao desenvolvimento do conceito “monobloco” no qual o cimento se une ao material do núcleo e à parede dentinária criando unidade singular. Essa forte ligação entre o cimento endodôntico e a dentina radicular tem intuito de aumentar a resistência à fratura e melhorar a vedação (HADDAD et al. 2016).

Enquanto, para alguns cimentos convencionais, um ambiente com umidade excessiva ser um problema, a umidade para materiais bioativos mostrou-se benéfico. Entretanto, o tipo de solução é mais crítica em termos de força de adesão. O uso de SBF como solução de reumidificação da dentina aumentou a força de união nos grupos estudados (GRITTI et al. 2017).

A presença ou ausência da camada de smear layer não afetou significativamente a força de união de materiais de enchimento (SHOKOUHINEJAD et al. 2013).

Um grande número de estudo examinou a influência de smear layer sobre infiltração apical e coronal. No entanto, não há consenso entre os pesquisadores se há ou não impacto na capacidade de vedação ao remover o smear layer. A metodologia diferente aplicado como cimento em combinação com GP ou sem GP pode explicar a diferença nos resultados (HADDAD et al. 2016).

Quando submetidos ao retratamento endodôntico, os cimentos biocerâmicos apresentam significativamente mais resíduos, exigindo maior tempo para o procedimento clínico, o que pode ser explicada pela maior adesão à parede dentinária (LIMA et al. 2017).

Uma das principais desvantagens desses materiais biocerâmicos está na dificuldade em removê-los do canal radicular (HADDAD et al. 2016).

Estudo relatou que Endosequence BC Sealer era impenetrável a pequenas limas manuais quando o cimento permanecia no forame apical devido à dureza na fixação de biocerâmicas (HESS et al. 2011).

As técnicas convencionais de tratamento nem sempre são capazes de remover totalmente o cimento biocerâmico. A incapacidade de recuperar o comprimento de trabalho e / ou patência pode comprometer o retratamento, impedindo a limpeza adequada e modelagem do espaço do canal apical, que pode abrigar bactérias (CANDEIRO et al. 2012).

O cimento biocerâmico utilizado com técnica de cone único é uma opção viável para a obturação. Um benefício potencial de cimento biocerâmico com obturação de cone único é a praticidade ao cirurgião dentista com resultado comparável a uma técnica de compactação lateral preenchida com cimento AH plus e conseguir realizar um preparo mais conservador durante a instrumentação, sem necessidade de nenhuma técnica agressiva. As técnicas de condensação vertical e lateral podem exigir desgaste maior no preparo de canal. Alguns estudos realizados com técnicas compactação quente com cimento biocerâmico, parecem mostrar resultados piores na adaptação (CHYBOWSKI et al. 2018).

Os cimentos biocerâmicos mostram resultados promissores. No entanto, discrepâncias nos resultados dos estudos revelam que estes não cumprem todos os requisitos exigidos como cimento ideal. Mais estudos são necessários para esclarecer os resultados clínicos associados ao uso desses cimentos.

5. CONCLUSÃO

Os estudos selecionados nesta revisão de literatura mostraram que baseados nos cimentos biocerâmicos apresentam resultados promissores como cimento endodôntico. Destaca-se dos outros cimentos no requisito de biocompatibilidade, bioatividade, efeito antimicrobiano, escoamento, descoloração da estrutura dentária, adesão, adaptação marginal e resistência à fratura. No entanto, alguns estudos revelam que esse cimento não cumpre todos os requisitos ideais como retratabilidade e solubilidade. Observa-se a necessidade de mais estudos, *in vitro* e *in vivo*, com metodologias acuradas no sentido de se obter dados mais confiáveis sobre suas propriedades.

REFERÊNCIAS

BRZECKA, D. M.; STANIOWSKI, T., Novel bioceramic root repair materials: Review of the literature, **Dent. Med. Probl.**, v.53, n. 4, p. 551–558, June 2016.

BUENO, C. R. E.; VALENTIM, D.; MARQUES, V. A. S.; GOMES-FILHO, J. E.; CINTRA, L. T. A.; JACINTO, R. C.; DEZAN-JUNIOR, E., Biocompatibility and biomineralization assessment of bioceramic, epoxy, and calcium hydroxide-based sealers, **Braz. oral res.**, v.30, n.1, June 2016.

CANDEIRO, G. T. M.; CORREIA, F. C.; DUARTE, M. A. H.; SIQUEIRA, D. C. R.; GAVIN, G., Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer, **JOE**, v. 38, n. 6, p. 842–845, June 2012.

CHEN, I.; KARABUCAK, B.; WANG, C.; WANG, H.; KOYAMA, E.; KOHLI, M. R.; NAH, H.; KIM, S., Healing after root-end microsurgery by using mineral trioxide aggregate and a new calcium silicate–based bioceramic material as root-end filling materials in dogs, **JOE**, v. 41, n. 3, Mar. 2015.

CHYBOWSKI, E. A.; GLICKMAN, G. N.; PATEL, Y.; FLEURY, A.; SOLOMON, E.; HE, J., Clinical outcome of non-surgical root canal treatment using a single-cone technique with Endosequence bioceramic sealer: a retrospective analysis, **JOE**, v. 44, n. 6, p. 941-945, Jun. 2018.

DEBELIAN, G.; TROPE, M., The use of premixed bioceramic materials in endodontics, **Giornale Italiano di Endodonzia**, v. 30, n. 2, p. 70-80, Nov. 2016.

ELTAIR, M.; PITCHIKA, V.; HICKEL, R.; KÜHNISCH, J.; DIEGRITZ, C., Evaluation of the interface between gutta-percha and two types of sealers using scanning electron microscopy, **Clin. Oral Invest.**; v. 22, n.4, p. 1631-1639, Sept. 2017.

GRITTI, G. C.; CAVALCANTE, S. I. A.; MAIA-FILHO, E. M.; BAUER, J.; BANDÉCA, M. C.; GAVINI, G.; CARVALHO, C. N., Effect of rewetting solutions on micropush-out dentin bond strength of new bioceramic endodontic material, **Braz. oral res.**, vol.31, Aug, 2017.

GÜVEN, E. P.; YALVAÇ, M. E.; KAYAHAN, M. B.; ŞAHİN, F.; TASLI, P. N.; SOFIEV, N., In vitro comparison of induction capacity and biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and a bioceramic root canal sealer, **Internacional Endodontic Journal** , v. 46, n. 12, p. 1173-1182, Apr. 2013.

GÜVEN, E. P.; YALVAÇ, M. E.; KAYAHAN, M. B.; SUNAY, H.; ŞAHİN, F.; BAYIRLI, G., Human tooth germ stem cell response to calcium-silicate based endodontic cements, **J. Appl. Oral Sci.** , v.21 n.4 July 2013.

HADDAD, A.; CHE AB AZIZ, Z. A., Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review, **International Journal of Biomaterials**, v.2016, p.1-10, Abr. 2016.

HESS, D.; SOLOMON, E.; SPEARS, R.; HE, J., Retreatability of a bioceramic root canal sealing material, **JOE**, v. 37, n. 11, Nov. 2011.

JITARU, S.; HODISAN, I.; TIMIS, L.; LUCIAN, A. ; BUD, M., The use of bioceramics in endodontics - Literature review, **Clujul Medical**, v. 89, n. 4, p. 470-473, Jan. 2016.

KHALIL, I.; NAAMAN, A.; CAMILLERI, J., Properties of tricalcium silicate sealers, **JOE**, v. 42, n. 10, p. 1529–1535, Oct. 2016.

LEE, J. K.; KWAK, S. W.; HA, J.; LEE, W. C.; KIM, H., Physicochemical properties of epoxy resin-based and bioceramic-based root canal sealers, **Hindawi Publishing Corporation**, v. 2017, Jan. 2017.

LIMA, N. F. F.; SANTOS, P. R. N.; PEDROSA, M. S.; DELBONI, M. G., Cimentos biocerâmicos em endodontia: revisão de literatura, **Revista Da Faculdade De Odontologia - UPF**, v. 22, n.2 p. 248-254, Aug. 2017.

LOUSHINE, B. A.; BRYAN, T. E.; LOONEY, S. W.; GILLEN, B. M.; LOUSHINE, R. J.; WELLER, R. N.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R., Setting properties and cytotoxicity

evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer, **JOE** , v. 37, n. 5, p. 673-677, May 2011.

OLTRA, E.; COX, T. C.; LA COURSE, M. R.; JOHNSON, J. D. ; PARANJPO, A., Retreatability of two endodontic sealers, EndoSequence BC Sealer and AH Plus: a micro-computed tomographic comparison, **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 42, n. 1, p. 19-26, Feb. 2017.

RAWTIYA, M.; VERMA, K.; SINGH, S.; MUNUGA, S.; KHAN, S., MTA-based root canal sealers, **J Orofac Res**; v. 3, n. 1, p. 16-21, Mar. 2013.

SHOKOUHINEJAD, N.; GORJESTANI, H.; NASSEH, A. A.; HOSEINI, A.; MOHAMMADI, M.; SHAMSHRI, A. R., Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer, **Aust Endod J**, v. 39, n. 3, p. 102-106, 2013.

WILLERSHAUSEN, I.; WOLF, T.; KASAJ, A.; WEYER, V.; WILLERSHAUSEN, B.; MARROQUIN, B. B., Influence of a bioceramic root end material and mineral trioxide aggregates on fibroblasts and osteoblasts, **Archives of Oral Biology**, v. 58, n. 9, p. 1232-1237, Sept. 2013.

YAP, W. Y.; AZIZ, Z. A. C. A.; AZAMI, N. H.; AL-HADDAD, A. Y.; KHAN, A. A., An in vitro comparison of bond strength of different sealers/obturation systems to root dentin using the push-out test at 2 weeks and 3 months after obturation, **Med Princ Pract**, v. 26, n.5, p. 464-469, Sept. 2017.

ZHANG, H.; SHEN, Y.; RUSE, N. D.; HAAPASALO, M., Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*, **JOE**, v. 35, n. 7, p. 1051-1055, July 2009.

ZHANG, W.; PENG, B.; LI, Z., Effects of iRoot SP on mineralization-related genes expression in MG63 cells, **JOE**, vol. 36, n. 12, Dec. 2010.

ZUOLO, A. S.; ZUOLO, M. L.; BUENO, C. E. S.; CHU, R.; CUNHA, R. S., Evaluation of the efficacy of TRUShape and Reciproc File Systems in the removal of root filling material: an ex vivo micro-computed tomographic study, **JOE**, v. 42, n. 2, p. 315-319, Feb. 2016.