

UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO

**CAROLINA CRIADO STEFANIN
FLÁVIA SILVA DE FARIA**

**Avaliação da radiopacidade de um cimento retrobturador
experimental**

Bauru
2011

**CAROLINA CRIADO STEFANIN
FLÁVIA SILVA DE FARIA**

**Avaliação da radiopacidade de um cimento
retrobturador experimental**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Centro de Ciências da Saúde como parte dos
requisitos para obtenção do título de Cirurgião
Dentista, sob orientação do Prof. Ms. Rodrigo
Ricci Vivan

Bauru
2011

Stefanin, Carolina Criado

S816a

Avaliação da radiopacidade de um cimento retrobturador experimental / Carolina Criado Stefanin, Flávia Silva de Faria -- 2011.

37f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Sagrado Coração - Bauru - SP

1. Cirurgia paredodôntica. 2. Cimentos retrobturadores. 3. Radiopacidade. I. Faria, Flávia Silva de. II. Vivan, Rodrigo Ricci. III. Título.

**CAROLINA CRIADO STEFANIN
FLÁVIA SILVA DE FARIA**

**Avaliação da radiopacidade de um cimento
retrobturador experimental**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências da Saúde da Universidade Sagrado Coração como parte dos requisitos para obtenção de cirurgião dentista, sob orientação do Prof. Ms. Rodrigo Ricci Vivan.

Banca Examinadora:

Prof. Ms. Rodrigo Ricci Vivan
Universidade Sagrado Coração - USC

Prof. Dr. Sylvio Campos Fraga
Universidade Sagrado Coração - USC

Prof. Dr. José Carlos Yamashita
Universidade Sagrado Coração - USC

Bauru, 30 de junho de 2011.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que iluminou meu caminho durante esta jornada, sempre me guiando e me protegendo.

Agradeço aos meus pais, Marisa H. R. C. Stefanin e Antonio Ap. Stefanin, meu irmão, Matheus C. Stefanin, que estiveram presentes em todos os momentos importantes da minha vida e me deram força para que eu pudesse concluir meu curso.

Agradeço ao meu namorado, João Paulo Nalio, por estar sempre ao meu lado, pela paciência e compreensão durante estes anos.

Agradeço a minha amiga Flávia Faria, por ser companheira e fiel durante todos esses anos. Com certeza uma amizade que levarei para vida inteira.

Agradeço ao meu professor orientador, Rodrigo Ricci Vivan, pelo apoio e encorajamento na pesquisa, por todo o conhecimento transmitido e pela atenção.

Carolina Criado Stefanin

Agradeço a Deus, por estar sempre presente em minha vida, seguindo meus passos, onde consigo forças para enfrentar os obstáculos da vida.

Agradeço meus Pais, Maria Tereza S. Faria e Carlos Augusto L. Faria, que sempre me apoiaram e incentivaram o meu sonho de ser Dentista, pelo amor e educação que me deram, pela paciência que sempre tiveram comigo nos momentos que precisei. Eu amo vocês.

Agradeço a minha grande amiga Carolina Stefanin, por esses quatro anos e muito outros anos ainda pela frente de amizade, obrigada pelos momentos de estudos, pelas trocas de conhecimentos e dúvidas que tivemos nas clínicas.

Agradeço ao meu professor orientador Rodrigo Ricci Vivan, que além de professor e orientador, foi e sempre será um grande amigo, que esteve presente em minha vida quando precisei da sua ajuda e conselhos, e com seu grande conhecimento e experiência na Endodontia fez com que eu entendesse melhor e passasse a gostar mais dessa área da Odontologia.

Flávia Silva de Faria

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo elucidar ao clínico que realizar cirurgia parentodontica e/ou selamento de perfurações, qual dos materiais testados apresentam maior radiopacidade. Foram avaliados a radiopacidade de três cimentos retrobturadores: Sealer 26, Cimento Portland e Fillapex associada com 50% de Portland. Para a determinação da radiopacidade, foram confeccionados corpos de provas cilíndricos com os cimentos em teste e cilindros de dentina de mesma espessura. A análise da radiopacidade foi realizada por imagem digital. Após a sensibilização e processamento das películas, as imagens foram digitalizadas e analisadas quanto a densidade radiográfica no programa Digora 1.51. O valor da radiopacidade foi determinado em densidade radiográfica que foi, também, convertida em milímetros de alumínio (mm Al). A conversão foi realizada determinando-se a densidade radiográfica correspondente a cada milímetro de alumínio, de acordo com cada intervalo entre os milímetros. Os valores foram aplicados em uma formula, segundo DUARTE et al. (2009). $A \times 2 / b + \text{mmAl}$ Densidade radiográfica do material (DRM), onde A é a densidade radiográfica do material e B é a densidade radiográfica do alumínio. Os resultados demonstraram que o Sealer 26 possui maior radiopacidade, em segundo o Fillapex associado com o Cimento Portland e terceiro o Cimento Portland. Conclui-se que todos os materiais apresentaram radiopacidade maior que a dentina e as normas da ADA.

Palavras chaves: Cirurgia parentodontica; cimentos retrobturadores; radiopacidade.

ABSTRACT

This study aims to elucidate the clinician to perform periradicular surgeries and / or sealing of perforations, which of the tested materials are more radiopacidades. We evaluated the three cements radiopacidades end filling: Sealer 26, Portland Cement and Fillapex associated with 50% of Portland. To determine the radiopacity, were fabricated cylindrical specimens with the test cements and dentin cylinders of the same thickness. The analysis of radiopacity was performed by digital imaging. After the raising and processing of films, the images were scanned and analyzed for radiographic density in the program Digora 1.51. The value of radiopacity was determined in radiographic density that was also converted into millimeters of aluminum (mm Al). The conversion was performed by determining the radiographic density for each millimeter of aluminum, according to each interval between mm. The values were applied to a formula, according to Duarte et al. (2009). The $2 \times / b + \text{mmAl}$ radiographic density of the material (DRM), where A is the radiographic density of the material and B is the radiographic density of aluminum. The results showed that Sealer 26 has increased radiopacity in the second Fillapex associated with the third Portland Cement and Portland Cement. It is concluded that all materials had radiopacity greater than the dentin and the ADA guidelines.

Keywords: periradicular surgery; root-end filling materials, radiopacity.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Cimento Portland	Pág.24
Figura 2: FillApex	Pág.24
Figura 3: Sealer 26.....	Pág.25
Figura 4: Gráfico representativo da radiopacidade (mm de Al) dos cimentos.....	Pág.28

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	8
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	11
3 PROPOSIÇÃO.....	23
4 MATERIAL E MÉTODOS	24
5 RESULTADO.....	28
6 DISCUSSÃO.....	29
6.1 Discussão da metodologia.....	29
6.2 Metodologia dos resultados.....	31
7 CONCLUSÃO.....	32
REFERÊNCIAS	33

1. INTRODUÇÃO

O sucesso do tratamento endodôntico se deve muitas vezes ao uso de técnicas corretas vinculadas ao emprego de materiais adequados (LEONARDO,2005). O tratamento endodôntico convencional ainda apresenta insucessos. Algumas situações clínicas, como a presença de um instrumento fraturado, perfurações radiculares, calcificações e variações anatômicas severas podem dificultar ou, até mesmo, impossibilitar o sucesso do tratamento endodôntico convencional (BRAMANTE et al., 2003). Como também o biofilme e alguns irritantes podem dificultar o sucesso do tratamento.

Antigamente, os materiais retrobturadores eram: amalgama de prata, guta-percha, cimentos a base de oxido de zinco e eugenol, cimentos com hidróxido de cálcio e cimentos a base de mineral trióxido agregado. Porém esses materiais não apresentavam propriedades idéias, como bom selamento marginal, estabilidade dimensional, insolubilidade frente aos fluídos tissulares, boa radiopacidade, fácil manipulação e inserção, tempo de presa curto, atividade antimicrobiana, biocompatibilidade e reparo tecidual.

O material reparador que tem maior destaque, na atualidade, é o MTA (Mineral Trioxide Aggragate ou Agregado Trióxido Mineral), desenvolvido na Universidade de Loma Linda – Califórnia, Estados Unidos. Pelo fato do MTA ter um pH alto, semelhante ao do hidróxido de cálcio, é possível que ele possa induzir à formação de tecido duro quando utilizado como material reparador (BERNABÉ & HOLLAND, 2005). Estudos realizados na UNESP (Araçatuba) avaliaram o MTA, empregando-o em casos de perfurações radiculares, capeamento pulpar, pulpotomia, retrobturações, etc., e possibilitaram verificar que o MTA estimula o reparo dento-alveolar de modo adequado e eficiente, (HOLLAND et al.,1999; HOLLAND et al., 2001).

Quanto à radiopacidade, Torabinejad et al (1995) verificaram que o MTA apresentava radiopacidade maior do que a apresentada pelo Super Eba ou IRM, sendo ligeiramente menos radiopaco do que o Kalzinol. Em função do fato do MTA apresentar maior radiopacidade do que a guta-percha e a dentina, ele é facilmente identificado nas radiografias. O MTA revelou, ainda, maior tempo de presa, com relação à resistência à compressão, nos tempos iniciais ele apresentou os menores

valores, mas com o passar do tempo ocorre um aumento considerável (de 40 MPa para 67 MPa, após 21 dias de sua manipulação), comparável ao do amálgama de prata. Outra vantagem é que ele não necessita de um campo seco (levemente úmido), além dos seus excessos ou resíduos serem facilmente removidos as superfície dentinária apicectomizada com auxílio de gaze umedecida. Outra excelente vantagem do MTA que é composto principalmente de óxidos minerais, é o fato de endurecer quando reage com a água. Devido às características hidrofílicas, a umidade presente nos tecidos age como um ativador da reação química deste material. Daí essa grande vantagem, pois não existirão inconvenientes quando utilizado em ambiente úmido, muito comum de acontecer durante a realização de cirurgias.

O Sealer 26 é conhecido pelas suas excelentes propriedades de selamento, quando usado para obturações do canal ou obturação retrógrada. É um cimento baseado em resina epóxica contendo hidróxido de cálcio. Ao ter sua capacidade de selamento comparada ao uso de IRM e do cimento de ionômero de vidro, estando os espécimes obturados com os referidos materiais em contato com saliva humana por 60 dias, observou-se que o Sealer 26 apresentou excelente capacidade de selamento quando usado como material obturador retrógrado, assim como ótima capacidade de prevenção de infiltração bacteriana (SIQUEIRA et al, 2001).

Na literatura endodôntica específica, não há trabalhos que associem o cimento Fillapex associado a 50% de Portland. Diante da importância de saber a resposta em relação a radiopacidade desse novo cimento, o Fillapex e do Sealer 26 denso, torna-se pertinente oportuno a realização desse trabalho.

A radiopacidade é de fundamental importância para realizar o Diagnóstico Diferencial entre as Estruturas Dentais e os Aspectos Radiográficos dos Materiais Odontológicos: Material Forrador de Cavidade; Material Restaurador Estético e Cimento Odontológico. Os conhecimentos técnicos e científicos dos procedimentos que contribuem para estabelecer os fatores formadores da imagem radiográfica fornecem os embasamento para as aplicações das novas metodologias de pesquisa em Odontologia (TIRAPELLI et al. 2004). Os fatores formadores da imagem radiográfica são responsáveis para a obtenção da "boa imagem radiográfica" apresentando: Contraste, Densidade, Nitidez, Detalhe.

Diante do exposto, e a associação do cimento Portland a esse novo cimento (FillApex), torna-se necessário a realização da presente pesquisa. O objetivo da presente pesquisa foi avaliar a radiopacidade de três cimentos retrobturadores.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Boscolo, Benatti e Gonçalves (1979) avaliaram a radiopacidade de oito cimentos obturadores de canais radiculares, sendo eles: AH26, Endomethasone, Tubli-seal, Óxido de Zinco, Eugenol, Fill Canal, Diaket A, Trim Canal e Alpha Canal. Confeccionaram 10 corpos de prova de cada cimento contendo 5 mm de diâmetro e 3 mm de altura, e após 24 horas foram radiografados em filme oclusal: A leitura radiográfica de cada corpo foi realizada em fotomicroscópio II de Zeiss, acoplado a uma fotomultiplicadora RCAI Pa 8 Zeiss. Concluíram que o AH26 apresentou significativamente maior radiopacidade que os demais cimentos estudados.

Eliasson e Haasken (1979) averiguaram a densidade radiográfica de 26 materiais de impressão, sendo que os valores foram expressos em espessura de alumínio, equivalente. Posteriormente, sob condições clínicas simuladas somente dez dos materiais testados puderam ser distinguidos consistentemente da estrutura óssea, em radiografias periapicais. Verificaram também, maior dificuldade em detectar objetos com margem biselada do que objetos com espessura uniforme. Concluíram, ainda, pela análise dos resultados que a radiopacidade mínima requerida para a detecção de um corpo estranho no tecido gengival deve ser no mínimo de 2 mm de alumínio.

Beyer-Olsen e Orstavik (1981) apresentaram um método padronizado e reproduzível para determinar a radiopacidade de materiais odontológicos. O método associa análise densitométrica de espécimes de tamanho padronizado com um objeto de alumínio, sob condições controladas de exposição e processamento do filme. Discutiram e avaliaram aspectos metodológicos, bem como realizaram a medida da radiopacidade de 40 materiais. Detectaram uma ampla variação entre os diferentes tipos de material pelo método proposto e pela avaliação clínica. Constataram que o exame visual feito por vários observadores não ofereceu medidas confiáveis da radiopacidade.

Kaffe et al. (1983) avaliaram a radiopacidade de 14 marcas de guta-perchas encontradas no comércio, empregando o padrão recentemente elaborado para materiais endodônticos, que consiste na quantificação em mm de alumínio. A nova medida foi testada com o densitômetro. Verificaram que a radiopacidade de todas as guta-perchas testadas excederam grandemente o mínimo requerido. Entretanto, concluíram que o desempenho de algumas destas marcas é menos do que satisfatória no uso clínico e

sugeriram que o padrão seja revisado, elevando o requisito para a radiopacidade e outros testes de uso a ser realizado.

Moraes (1984) realizou uma sucessão de experimentos buscando esclarecer a causa do enegrecimento do AH26, mormente quando recebia 20% de hidróxido de cálcio no pó. Encontrou uma interação entre o bisfenol A, a hexametilenotretamina e o óxido de bismuto. A mesma também se dava substituindo-se esse último pelo subnitrato ou carbonato de bismuto. Este redundou em um discreto acinzentamento. Realizou, então, testes de alterações de cor, textura e volume, de radiopacidade, de consistência e tempo de presa, buscando outros radiopacificadores e resinas tipo bisfenol A e respectivos endurecedores intentando assim, obter novos cimentos epóxicos viáveis para obturação de canais radiculares. Após 30 experimentos, obteve 4 formulações. Então, elas foram submetidas àqueles mesmos testes para comparações com outros materiais obturadores de canais radiculares, como o AH26 original ou com hidróxido de cálcio, o óxido de zinco e eugenol e guta-perchas de diversas procedências. Os ensaios culminaram com o de infiltração marginal, onde 216 dentes unirradiculados tiveram seus canais preparados e obturados com os cimentos experimentais e, com AH26 ou com óxido de zinco e eugenol. Após a impermeabilização de suas superfícies, exceto próximo ao forame apical eles foram imersos em solução de azul de metileno a 2%, onde permaneceram por 72 horas e até 30 dias. Então, realizou, a secção longitudinal dos dentes e mediu a extensão de infiltração marginal das obturações. Após a análise dos testes de infiltração marginal e os testes de alteração de cor, e considerando os testes de consistência e de radiopacidade de todos os cimentos estudados, um dos cimentos experimentais teve desempenho destacado em relação ao AH26 original e ao cimento de óxido de zinco e eugenol, dentro dos padrões clínicos.

Sampaio e Sato (1984) averiguaram o escoamento apresentado pelos cimentos AH26, Fill canal, Alpha canal, Trin canal, N-Rickert e óxido de zinco e eugenol. Empregando placas de vidro dupla, com uma folha milimetrada entre elas, colocaram 0,1 ml de cimento na parte superior, e mantiveram as placas em posição vertical a 37°C e umidade relativa de 100%. Nos períodos de 1, 24 e 72 horas e 1 semana, determinaram o escoamento apresentado pelos materiais. Os resultados mostraram que o AH26 demonstrou o maior escoamento, com o aumento através dos períodos avaliados. O segundo melhor resultado foi com o N-Rickert, sendo que para ele e os

demais cimentos o escoamento não alterou após a primeira hora. O óxido de zinco e eugenol e o Alpha canal não apresentaram escoamento.

Zytkielvitz, Lima e Sobrinho (1985) estudaram o escoamento e tempo de presa inicial e final de seis cimentos obturadores de canais radiculares (N-Rickert, Trim Canal, Alpha Canal, Endomethasone, OZE e AH26). Para realização dos testes adaptaram as especificações de nº 8 do grupo Brasileiro de Professores de Materiais Dentários e a nº 30 da ADA. Pelos resultados obtidos puderam concluir que o N-Ricket apresentaram maior escoamento, seguido pelo Trim Canal e AH26. Endomethasone e Alpha-Canal apresentaram resultados relativamente iguais entre si e o óxido de zinco e eugenol foi o que apresentou menor escoamento. Para o tempo de presa, esse foi maior para o óxido de zinco e eugenol, seguido pelo AH26 e o menor tempo foi do Trim Canal.

Orfali, Lilley e Molokhia (1987) investigaram a radiopacidade de dez materiais encontrados comercialmente. Para este teste, as normas 6876, 1986 da ISO e nº 57, 1984 da ANSI/ADA estipulam espessura do espécime de 1 e 2mm respectivamente. Nesse trabalho empregaram três espessuras das espécimes, 0,5mm; 1,3mm; e uma clinicamente estipulada, utilizando um canal artificial, no qual o cimento foi condensado com cones radiolúcidos. Realizaram radiografias em um aparelho 70Kv par 16 impulsos, e uma distância foco-filme de 300mm. Mediram a radiopacidade com um densitômetro. Os valores de radiopacidade observados para os discos de 1,3mm de espessura variaram de 1,95 até 11,30mm de alumínio, para aquelas de 0,5mm de espessura foram de 1,37 a 3,26mm de alumínio equivalente. Os resultados dos diferentes materiais foram da mesma ordem para ambas as espessuras de materiais. Nos dentes simulados, os valores da radiopacidade foram de 0,42 a 1,30mm de alumínio equivalente, e a ordem dos materiais diferiram da ordem obtida nas duas espessuras, sendo isso possivelmente devido a diferença de viscosidade entre os materiais devendo, portanto, a viscosidade ser considerada quando da realização dos testes de radiopacidade dos materiais.

Marciano e Michailesco (1989) determinaram a composição química confirmada na análise de difração do raio-X, de alguns cones de guta-perchas encontrados no comércio. Averiguaram, também, por meio de métodos de varredura colorimétrica diferencial a plasticidade das guta-perchas em resposta às variações de temperatura. Observaram que houve grande heterogeneidade química entre os cones de

guta-percha de diferentes marcas, bem como entre os pequenos e grandes da mesma marca. O sulfato de bário foi quem determinou a radiopacidade, e o óxido de zinco influenciou na plasticidade, enquanto que o excesso de gutapercha parecia produzir cones mais quebradiços os quais foram ruins na prática clínica. Pela varredura colorimétrica diferencial verificaram que as mudanças térmicas dentro da qual a gutapercha mostrou sua plasticidade máxima, não alterou quimicamente o material. Determinaram também, a temperatura máxima que os plastificadores devem possuir, devendo essa não exceder 60°C.

Alaçam, Görgül e Ömürlü (1990) avaliaram três radiopacificadores diferentes para ser utilizado com o hidróxido de cálcio. Os materiais testados foram o diatrizoato meglumina, iotalamato meglumina e o sulfato de bário. Empregaram várias proporções dos radiopacificadores com hidróxido de cálcio, sendo que o veículo utilizado foi a água destilada. Após a manipulação das pastas, inseriram as misturas em moldes de teflon contendo 2 mm de altura e 10 mm de diâmetro, e então radiografaram, utilizando filme agfa. Com as radiografias em mãos, compararam a radiopacidade com densidade de escala do alumínio e de duas amostras de dentina. Verificaram que o diatrezoato meglumina (69%) e o iotalamato meglumina (60%) apresentaram resultados similares a 34% de sulfato de bário.

Birman et al. (1990) estudaram a biocompatibilidade, o escoamento e a adesividade dos cimentos Sealapex e N-Rickert. Para estudo da biocompatibilidade os autores empregaram camundongos, nos quais foram implantados lamínulas de vidro revestidas com o material. Nos períodos de 3, 7, 15, 30 e 60 dias os animais foram sacrificados e a região preparada para análise microscópica. Analisaram, também, o escoamento, comparando com aquele do N-Rickert, onde os cimentos eram espatulados e 0,1 ml do material eram colocados na parte superior de uma placa de vidro de 30 por 30 cm que possuía na sua face posterior papel milimetrado, o conjunto placa e cimento era levado a estufa a 37°C e 100% de umidade, ficando em posição vertical, mediante o auxílio de suportes apropriados para a sustentação. Para a adesividade, o cimento era colocado entre duas fatias de dentina tratadas como no procedimento clínico, e após os tempos de 1, 24 e 168 horas, as amostras eram submetidas à tração. Na análise histológica verificou-se, para o Sealapex, que em todos os períodos de tempo ocorria uma reação tipo corpo estranho, não se encontrando pontos de calcificação. Quanto ao escoamento verificou-se que esse era discreto para o Sealapex e bem menor que aquele

encontrado para o N-Ricket. Na análise da adesividade verificou-se que, ao final de 168 horas, esta era nula para o Sealapex, apresentando resultados bem menos favoráveis do que o N- Rickert.

Katz et al. (1990) determinaram a radiopacidade de vários tipos de guta-percha e de discos de dentina. Prepararam discos com 1 mm de espessura de 15 diferentes cones de guta-percha comerciais e experimentais e testaram suas radiopacidades. A radiopacidade de 1 mm de dentina foi similarmente testada com um densitômetro. Todas as radiografias foram realizadas em filme D-speed e E-speed. Verificaram que a radiopacidade média dos discos de guta-percha no filme D-speed foi equivalente a 7,26 mm de alumínio e 7,53 mm no filme E-speed excedendo, significativamente, o mínimo requerido que é de 3 mm de alumínio. As amostras de dentina foram uniformes em suas radiopacidades e equivalente a 1 mm de alumínio.

Ray e Seltzer (1991) testaram várias características físicas de um novo cimento de ionômero de vidro. Averiguaram o tempo de presa, facilidade de manipulação, adaptação, adesão à parede dentinária e radiopacidade. Realizaram, também, microscopia eletrônica de varredura com auxílio de microsondas para constatar a composição de cada material. Todas as propriedades do ionômero de vidro foram comparadas com a do cimento de Grossman. Os resultados indicaram, que com relação as propriedades testadas, o cimento de ionômero de vidro foi superior ao cimento de Grossman.

Kazemi, Safavi e Spångberg (1993) estudaram em períodos prolongados, as alterações dimensionais dos cimentos Endofill, AH26, óxido de zinco e eugenol e Endomethasone. Averiguaram, também, o tempo de presa dos respectivos materiais. Para o teste de alterações dimensionais, espatularam os cimentos e injetaram em finas camadas na parede interna de pipetas de vidro com 1mm de diâmetro. Preencheram as pipetas com água deionizada e o menisco foram registradas periodicamente durante 180 dias. Após esse período, removeram a água das pipetas e as amostras foram secas, e então mediram a massa e o volume dos cimentos. O AH26 e o Endofill apresentaram uma expansão inicial seguida de uma perda volumétrica. Os dois cimentos à base de óxido de zinco e eugenol iniciaram com uma perda após poucas horas da mistura. Para o AH26 verificaram que a primeira perda volumétrica ocorreu durante os primeiros trinta dias, enquanto que para o Endofill foi após trinta dias. Averiguaram, também, que a menor alteração dimensional, ocorreu com o Endofill. Com relação ao tempo de presa,

esse foi de 2,5 horas para o Endofill, 4 horas para o óxido de zinco e eugenol, 9 horas para o Endomethasone e 12 horas para o AH26. Concluíram que uma significativa alteração dimensional e perda de volume contínua pode ocorrer com os cimentos endodônticos.

Fidel et al. (1994) estudaram a solubilidade e a desintegração de cimentos endodônticos que contêm hidróxido de cálcio. Testaram os cimentos Sealer 26, CRCS, Sealapex e Apexit. Espatularam os materiais e os introduziram em moldes de teflon e incubaram o conjunto a 37°C, com 95% de umidade. Decorrido um período três vezes maior que o do tempo de presa, as amostras foram removidas dos moldes, pesadas e imersas em 50ml de água deionizada e, então, incubadas novamente a 37°C, por uma semana. Concluído o período, as amostras foram retiradas da água e, então, desumidificadas por 24 horas, sendo pesadas novamente. Verificaram que o Sealer 26 e o Apexit se portaram como os menos solúveis, seguidos pelo CRCS. O Sealapex apresentou alta solubilidade, com valores bem acima do preconizado pela América Dental Association.

Savioli, Silva e Pécora (1994) estudaram a influência de cada componente químico do cimento de Grossman sobre as propriedades físicas de escoamento, tempo de presa e espessura de filme. Realizaram os experimentos de acordo com a especificação n° 57 da ADA. Aviaram-se 7 fórmulas diferentes a partir do óxido de zinco puro até a fórmula original do cimento de Grossman. Observaram que a resina natural é aceleradora do tempo de presa e responsável pelo escoamento. O tetraborato de sódio anidro funciona como retardador da reação química entre o óxido de zinco e eugenol, porém, não consegue realizar essa função quando da presença de resina natural. A espessura de filme só é obtida quando a proporção do óxido de zinco e da resina natural é de 100:65.

Fidel et al. (1995a) estudaram a alteração dimensional de cimentos que continham hidróxido de cálcio em sua composição, sendo eles: Sealer 26, CRCS, PR sealer (cimento confeccionado no laboratório de pesquisa em endodontia da FORP – USP), Apexit, Sealapex. Confeccionaram corpos de prova que foram medidos antes e após a imersão em água deionizada por 30 dias. Com as medidas em mãos, determinaram a alteração dimensional. Constataram que o cimento Sealapex não resistiu ao experimento, pois desintegrou-se. Todos os cimentos sofreram ligeira

expansão, com os maiores índices sendo encontrados com o PR sealer e os menores com o Sealer 26.

Fidel et al. (1995b) constataram, utilizando a especificação nº 57 da ADA, o tempo de endurecimento dos cimentos Apexit, Sealapex, CRCS e Sealer 26. Os cimentos eram espatulados e colocados em anéis metálicos de 10 mm de diâmetro e 2 mm de altura, fixados com auxílio de cera em uma placa de vidro de 1mm de espessura, 25 mm de largura e 75 mm de comprimento. Após 120 segundos do início da mistura, o conjunto era colocado em um recipiente plástico com vedação hermética e umidade relativa de 95%, que foi levado a uma temperatura de 37°C. A presa do cimento foi constatada com o auxílio de uma agulha Gilmore de 100 gramas de peso e 2 mm de ponta ativa. Os resultados mostraram que o CRCS apresentou um tempo de presa de 23 minutos, Apexit de 1 hora e 30 minutos, Sealer 26 de 41 horas e 22 minutos e o Sealapex de 45 horas e 34 minutos.

Torabinejad et al. (1995b) determinaram a composição química, pH e radiopacidade do agregado de trióxido mineral(MTA), e também realizaram a análise comparativa do tempo de presa, força compressiva e solubilidade do material com o amálgama, Super EBA e IRM. Espectrofotômetro de energia dispersiva de raios X em conjunto com microscopia de varredura foram utilizados para determinar a composição do MTA, enquanto que o pH foi aferido com auxílio de um pHmetro com eletrodo compensado pela temperatura. Na radiopacidade empregaram o método descrito na norma 6876 da ISO. Já na avaliação do tempo de presa e força compressiva empregaram o método proposto pela instituição de padronização inglesa. Para averiguação da solubilidade, o método utilizado foi o proposto pela ADA com algumas modificações. Os resultados mostraram que as principais moléculas presentes no MTA são os íons cálcio e fósforo. Quanto ao pH observaram que ele é inicialmente de 10,2 e alcança 12,5 após 3 horas. MTA é mais radiopaco que o Super EBA e o IRM, possuindo um valor de 7,17mm de alumínio equivalente. Quanto ao tempo de presa verificaram que era mais rápido para o amálgama, 4 minutos e para o MTA ele foi o mais longo, 2 horas e 45 minutos. Na força compressiva essa foi de 40MPa em 24 horas, aumentando para 67 MPa após 21 dias. Na avaliação da solubilidade, exceto para o IRM, nenhum dos outros materiais se mostrou solúvel sob as condições desse estudo.

Shah et al. (1996) averiguaram a radiopacidade de alguns materiais obturadores retrógrados, sendo eles: amálgama, Kalzinol, IRM, Super EBA, Vitrebond, Fuji II LC,

Chemfil e guta-percha. Os materiais foram espatulados e inseridos em anéis contendo 10 mm de diâmetro e 1 mm de altura. Radiografaram os anéis contendo os materiais em estudo e as radiografias foram, então, avaliadas densitometricamente, comparando a radiopacidade com a espessura de alumínio correspondente. Verificaram que os cimentos de ionômero de vidro (Vitrebond, Fuji II LC, Chemfil) apresentaram radiopacidade abaixo do padrão internacional para cimentos endodônticos (< 3 mm de alumínio), os três materiais com o óxido de zinco e eugenol (Kalzinol, Super EBA, IRM) possuíam radiopacidade entre 5 e 8 mm de alumínio e a guta-percha demonstrou uma radiopacidade de 6,1 mm de alumínio, enquanto que o amálgama apresentou a melhor radiopacidade, maior que 10 mm de alumínio. Os autores concluíram que o material a ser empregado em obturações retrógradas deve apresentar radiopacidade maior que os cimentos endodônticos.

Petry et al. (1997) avaliaram utilizando o sistema de imagem digitalizada da Acu Ray a radiopacidade dos cimentos N-Rickert, Fill canal, Sealer 26 e Sealapex. Os cimentos foram espatulados e inseridos no interior de tubos, e posteriormente levados a estufa a 37°C com umidade de 95% por um período de 24 horas e o tempo instruído pelo fabricante para a presa do material. Posteriormente, as amostras foram estocadas em um recipiente úmido por 14 dias. Após esse período, as amostras foram submetidas aos testes de radiopacidade empregando o sistema de imagem digitalizada Acu Ray. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa na radiopacidade, quando o material foi deixado 24 horas ou o tempo instruído pelo fabricante para a presa. O Sealapex apresentou a menor densidade ótica porém, sem se diferenciar estatisticamente dos demais que apresentaram resultados semelhantes.

Almeida, Antonio e Moura (1998) analisaram a radiopacidade de grupos obturadores de canais, sendo eles: AH26, N-Rickert, Sealapex, Fill Canal. Os cimentos foram espatulados e inseridos em moldes de plástico apresentando 5 mm de diâmetro e 2 mm de altura seguindo especificação n. 57 da American Dental Association. Posteriormente, levaram os conjuntos à estufa a 37°C por 24 horas. Empregaram dois copos de prova por cimento e após a presa realizaram a radiografia das amostras em filme oclusal (Ektaspeed plus) e, então, mediram a radiopacidade com auxílio de um fotodensitômetro. Os resultados mostraram que o N-Rickert e o FillCanal apresentaram maior radiopacidade, apresentando densidade radiográfica de 0,46, enquanto que o

AH26 apresentou valores de 0,78 e o Sealapex foi o que atenuou mais a passagem da luz, apresentando valor de 0,90.

Ono e Matsumoto (1998) avaliaram as propriedades físicas (selamento, radiopacidade, fluidez, tempo de trabalho e solubilidade) de um novo cimento obturador CH61. Comparando com aquelas do AH26, Sealapex e Canals. A capacidade seladora foi realizada com tubos de vidro. A fluidez utilizando-se dois métodos (Grossman e ISO 1986). A radiopacidade, tempo de trabalho e solubilidade de acordo com a norma da ISO 1986. Averiguaram pelos resultados, que em 24 horas não ocorreu infiltração no CH61 e houve diferença significativa com os demais cimentos. Para análise da fluidez, os resultados diferiram de método para método sendo que no de Grossman o AH26 apresentou maiores valores, enquanto que no da ISO o Canals obteve os valores mais elevados. Na radiopacidade, ela diminuiu na seguinte ordem: AH26, Canals, CH61 e Sealapex. Para solubilidade ela foi mais baixa para o CH61. Concluíram que o CH61 apresentou excelente capacidade seladora e baixa solubilidade.

Deal et al. (2002) avaliaram, além do pH, o tempo de presa e a composição de três cimentos propostos como materiais retrobturadores. Estudaram o ProRoot MTA®, um cimento Portland e um material experimental denominado Fast-set MTA. O tempo de presa registrado para o ProRoot® MTA foi de 156 minutos (2 horas e 36 minutos), para o cimento Portland foi de 159 minutos (2 horas e 39 minutos), e para o Fast-set MTA foi de 17 minutos. Os autores afirmaram que esse cimento experimental apresenta as mesmas características físico-químicas apresentadas pelo ProRoot MTA®, com a vantagem de tomar presa em menor tempo.

Carvalho-Jr. et al. (2003) avaliaram o cimento Ketac-Endo® quanto à solubilidade e desintegração, comparando-o com os cimentos Endofill®, N-Ricket®, e Sealer 26®. A avaliação foi conduzida conforme a especificação número 57 da ADA. Os menores valores de solubilidade foram encontrados para o cimento resinoso Sealer 26®, apresentando, nas condições deste estudo, solubilidade de 0,25%. Os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol apresentaram resultados intermediários, apresentando o N-Ricket® 3,0% e o Endofill® 3,9%. Os piores resultados foram oferecidos pelo cimento ionomérico, com 9,9% de solubilidade.

McMichen et al. (2003) avaliaram, dentre outras propriedades físicoquímicas, a solubilidade e o tempo de presa dos seguintes cimentos obturadores: Roth 801®, Tubliseal EWT®, AH Plus®, Apexit® e Endion®. Para ambos os experimentos

confeccionaram corpos de prova cilíndricos medindo 5mm de diâmetro e 3mm de altura. O ensaio de solubilidade foi realizado após um período de 48 horas da manipulação. Decorrido este período, os espécimes foram pesados e imersos em 100mL de água destilada por um período de 12 semanas. A determinação do tempo de presa foi realizada seguindo a norma da ADA número 57, com exceção das dimensões dos corpos de prova. Os corpos de prova do cimento Roth 801® foram excluídos dos experimentos devido ao fato de não terem tomado presa em até sete dias. Os valores de solubilidade e tempo de presa encontrados foram, respectivamente, de 1,79% e 70 minutos para o Tubli-seal EWT®, de 0,32% e 500 minutos para o AH Plus®, de 16,43% e 95 minutos para o Apexit® e de 8,13% e 80 minutos para o Endion®.

Fridland e Rosado (2003) avaliaram a solubilidade do ProRoot® MTA utilizando diferentes proporções pó/líquido. Foram testadas as proporções 0,33, 0,30, 0,28 e 0,26. O ensaio foi desenvolvido conforme a especificação número 30 da ADA. Os valores da solubilidade aumentaram em função do aumento da proporção, tendo a proporção recomendada pelo fabricante (0,33) atingido 2,83% de solubilidade, o maior valor.

Tagger e Katz (2003) desenvolveram uma nova metodologia para analisar a radiopacidade de materiais endoônticos e a empregou na análise de 21 cimentos endodônticos, colocados em anéis de 6 mm X 1mm. Realizaram a radiografia dos cimentos conjuntamente com uma escala de alumínio. A leitura da radiopacidade ao invés de ser feita em densidade ótica, realizaram a digitalização e efetuaram a medição em pixel, comparando com os da escala de alumínio empregando um software (Ready Concept Computerized System, Redik Co., Haifa, Israel). Verificaram que a radiopacidade dos cimentos variaram entre 1,6 e a mais de 11mm. Concluíram que a técnica é viável e pode ser melhorada empregando os receptores de aparelhos digitais.

Lee et al. (2004) analisaram como vários envoltórios fisiológicos afetam a hidratação e as propriedades físico-químicas do MTA. Para tal manipularam o MTA em água destilada e em solução fisiológica com pH 7 e 5. As análises foram feitas em microscopia eletrônica de varredura, difração de Raios X e testes de microdureza. Não observaram nenhuma estrutura de cristal agulhados no pH 5 e observaram erosões na superfície de cristal cúbico. Pela difração de Raios X notaram um pico correspondente à Portlandita, m produto de hidratação do MTA, e o pico diminuiu drasticamente no pH 5. A microdureza foi significativamente menor no pH 5. Concluíram que os efeitos do

envolvimento fisiológico na formação do MTA são determinada, em parte, pelo pH do meio e presença de íons. Em particular, o envolvimento ácido com pH 5 adversamente afeta as propriedades físicas e o comportamento de hidratação do MTA.

Asgary et al. (2005) determinaram e compararam a composição química do MTA cinza e branco. Empregando a microanálise verificaram que o óxido de cálcio, sílica e óxido de bismuto foram os componentes dominante e apresentaram em níveis semelhante nos dois materiais. Constataram diferenças maiores em alguns componentes que estavam em maior quantidade no cinza, sendo eles: Aluminato (+122%), óxido de magnésio (+130%), e especialmente o óxido de ferro (+1000%). Concluíram que há diferenças em alguns componentes entre os MTA cinza e branco.

Camileri et al. (2005) determinaram a constituição do ProRoot MTA, e analisaram a morfologia superficial do material após tratamento com diferentes condições. Analisaram o ProRoot cinza e branco, averiguando a constituição antes e após a manipulação. O material sem tomar presa foi analisado em Energia dispersiva de Raios X (EDAX) e em microscopia eletrônica de varredura (SEM) e difração de raios X (XRD), sendo que a primeira técnica identificou os elementos constituintes, enquanto que a XRD verificou os componentes e as fases. O material após presa foi analisado pelo EDAX. Observaram também, em microscopia eletrônica de varredura a morfologia superficial quando o material esteve em contato com 100% de umidade, imersão em água, ou imersão em solução fosfato. Por meio dos resultados verificaram no EDAX que o ProRoot branco apresentou picos de cálcio, oxigênio, sílcio e bismuto, enquanto que no cinza, além destes constituintes, observaram picos de ferro e alumínio. Na análise em XRD verificaram que o ProRoot cinza eram composto primariamente de silicato tricálcio e aluminato tricálcio. Constataram também, que a morfologia do material variou em função do meio de estocagem, sendo que na imersão em solução de fosfato se observou formação de cristais. Concluíram que entre o ProRoot cinza e branco as diferenças ocorrem mais com relação ao ferro e alumínio.

Chng et al. (2005) avaliaram, dentre outras características físicas, a solubilidade, o tempo de presa, radiopacidade, alteração dimensional e capacidade seladora dos ProRoot® MTA branco e cinza e de um material experimental com melhores características de manipulação (VERRM). Os três materiais apresentaram índices de solubilidade estatisticamente diferentes, tendo o ProRoot® MTA branco apresentado 0,97%, o ProRoot® MTA cinza 1,28% e o cimento experimental 2,14%, a

alteração dimensional foram semelhantes estatisticamente e de valores de 0,30% para o MTA branco, 0,28% para o MTA cinza e 0,21% para o VERRM. Também foram realizadas determinações das presas inicial e final dos cimentos. Os menores valores foram oferecidos pelo material experimental (40min.) seguido pelo ProRoot® MTA branco (45min.) e pelo ProRoot® MTA cinza (70min.), quanto à presa inicial. Já, quanto à presa final, tanto o material experimental quanto o ProRoot® MTA branco obtiveram 140 minutos, tendo o ProRoot® MTA cinza obtido 170 minutos. Quanto à radiopacidade o material experimental apresentou valores inferiores ao dos MTAs. Na capacidade seladora o MTA cinza apresentou infiltração de corante significativamente menor que o VERRM e MTA branco que foram semelhantes entre si. Concluíram que o VERRM tem propriedades físicas semelhantes ao MTA, apresentando resultados semelhantes quando utilizado como material retrobturador.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Elucidar ao clínico que realizar cirurgia periodontia e/ou selamento de perfurações, qual dos materiais testados apresenta maior radiopacidade.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Avaliar radiopacidade de três cimentos retrobturadores:

- Sealer 26 denso
- Cimento Portland
- Fillapex associada com 50% de cimento Portland

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. MATERIAIS

Foram testados no presente estudo os cimentos Cimento Portland (figura 1), FillApex associado a 50% de Cimento Portland (figura 2) e Sealer 26 denso (figura 3).

Figura 1: Cimento Portland (Grupo Votorantin Ltda, Votorantin, SP, Brasil)



Figura 2: FillApex (Ângelus industria e comércio, Londrina, PR, Brasil)



Figura 3: Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil)



Os materiais testados estão dispostos no quadro 1.

Quadro 1: cimentos endodônticos, suas composições e seus fabricantes.

Materiais:

Material	Composição	Indústria
MTA FillApex	- Resina salicilato, - Resina diluente - Silica nanoparticulada - Oxido de bismuto - Trióxido mineral agregado - Pigmentos	Angelus Indústria de Produtos Odontológicos Ltda., Londrina, PR, Brasil
Sealer 26	Pó: trióxido de bismuto, hidróxido de cálcio, hexametileno tetramina, dióxido de titânio. Líquido: Epoxi bisfenol.	Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil
Cimento Portland	- silicato tricálcico - 3CaO-SiO_2 - silicato dicálcico - 2CaO-SiO_2 - aluminato tricálcico - $3\text{CaO-Al}_2\text{O}_3$ - ferroaluminato tetracálcico - $4\text{CaO-Al}_2\text{O}_3\text{-Fe}_2\text{O}_3$	Grupo Votorantin Ltda, Votorantin, SP, Brasil.

4.2. MÉTODOS

Para a realização do ensaio de radiopacidade, os materiais foram proporcionados de acordo com o fabricante, sendo:

- FillApex: mesma proporção da pasta base/pasta catalizadora associado a 50% de Portland, em massa.
- Sealer 26 denso: proporção é de 5 partes de pó para 1 parte de resina que foram espatulados, incorporando-se o pó à resina até obtenção de uma mistura densa.
- Cimento Portland : 1g de pó para 0,4 ml de água destilada.

Foram confeccionados corpos de prova cilíndricos com os cimentos em teste e cilindros de dentina de mesma espessura. Os cimentos devidamente proporcionados e espatulados foram vertidos, com os devidos cuidados para evitar inclusão de bolhas de ar, em anéis metálicos com 10 mm de diâmetro e 1 mm de altura, os quais foram colocados sobre placas de vidro plana e lisa. Outra placa foi assentada e comprimida sobre os anéis para planificar a superfície e uniformizar a espessura do corpo de prova. O conjunto foi conservado a 37⁰C. Depois da presa dos cimentos, as placas foram retiradas e as espessuras dos corpos de prova conferidas com paquímetro. Qualquer aumento foi compensado por raspagem das superfícies dos mesmos.

Os cilindros de dentina foram obtidos de raízes de dentes humanos. As raízes foram seccionadas com disco de *carborundun*, obtendo-se cilindros com 2 mm de espessura, medidos com auxílio de um paquímetro. Todos os corpos de prova foram preliminarmente radiografados, para constatar presença ou não de bolhas, onde foram descartados os que apresentaram bolhas. Os aprovados foram dispostos sobre filme oclusal insight Kodak, conjuntamente com um penetrômetro de alumínio.

Os filmes foram sensibilizados com um aparelho de raios-X Dabi Atlante, com quilovoltagem de 60 kV, miliamperagem de 10 mA com tempos de exposição de 0,3 s. A distância foco/filme foi de 30 cm. A análise da radiopacidade foi realizada por imagem digital.

Após a sensibilização e processamento químico das películas, as imagens foram digitalizadas e analisadas quanto à densidade radiográfica no programa Digora 1.51. O valor da radiopacidade foi determinado em densidade radiográfica, que foi, também, convertida em milímetros de alumínio (mm Al). A conversão foi realizada determinando-se a densidade radiográfica correspondente a cada milímetro de alumínio, de acordo com cada intervalo entre os milímetros, isto é, entre 1 e 2, 2 e 3, 3 e 4, etc. Para se obter o valor de cada material, foi observado em qual intervalo ele estava, ou seja, se o valor da sua densidade estava entre, por exemplo, o intervalo 4 e 5, 5 e 6, etc. A cada intervalo o 1 mm corresponde a valores distintos; por exemplo, a diferença entre o 4 e 5 é $16,83(5) - 162,07(4) = 145,24$ e entre 5 e 6 é $14,39(6) - 176,46(5) = 162,07$. Assim se, por exemplo, quando a densidade do material apresentasse o valor entre 5 e 6, o cálculo foi realizado da seguinte maneira. Do valor da densidade do material foi subtraído o valor correspondente a 5mm de alumínio, essa diferença foi convertida em milímetros de alumínio utilizando-se para o cálculo uma regra de três simples, ou pela fórmula proposta por DUARTE et al., 2009:

A X 2/B + mmAL imediatamente abaixo RDM

A = densidade radiográfica do material (RDM) – densidade radiográfica do passo do alumínio imediatamente abaixo RDM;

B = densidade radiográfica do passo do alumínio imediatamente acima da RDM – densidade radiográfica do passo do alumínio imediatamente abaixo RDM;

2 = 2-mm incremento entre um passo e outro do alumínio.

5. RESULTADOS

O Cimento que apresentou a maior média de radiopacidade foi o Sealer 26 denso (7,55 mmAl), em seguida do Fillapex associada com 50% de cimento Portland (5,65 mmAl). E o cimento que apresentou o menor valor foi o cimento Portland puro (1,86 mmAl), de acordo com a tabela 2.

Material	Valores da radiopacidade
Cimento Portland Puro	1,86
Sealer 26 denso	7,55
Fillapex associada com 50% de Portland	5,56
Dentina	2,25

Tabela 2: Valor médio das radiopacidades dos cimentos estudados (mmAl).

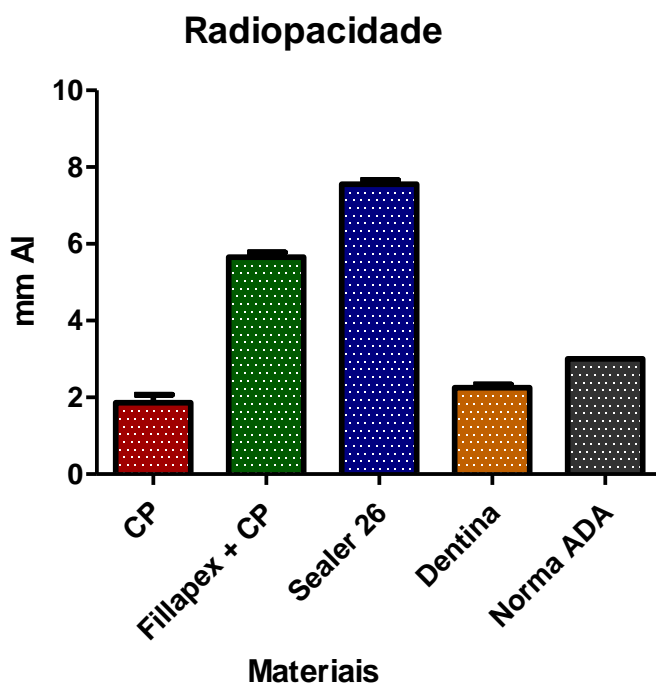


Gráfico 1: Média e desvio padrão da radiopacidade (mmAl).

6. DISCUSSÃO

6.1 DISCUSSÃO DA METODOLOGIA

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a radiopacidade de 3 cimentos retrobturadores (Cimento Portland, Sealer 26 denso e FillApex associado a 50% de cimento Portland). Para isso foram utilizados anéis metálicos com 10 mm de diâmetro interno e 1 mm de altura, de acordo com a norma #57 da ADA (Duarte et al., 2009; Vivan et al., 2009, Tanomaru-Filho et al 2008). Higginbotham utilizou anéis com 1,1 mm de altura para determinação da radiopacidade de materiais obturadores. Outros autores (BOSCOLO; BENATTI; GONÇALVES 1979; ZYTKIEVITZ; LIMA; SOBRINHO, 1985) empregaram anéis com 3mm de altura. Já Petry et al. (1997) utilizaram tubos plásticos para o acondicionamento dos cimentos, ao invés de anéis metálicos. Já Ray e Seltzer (1991) realizaram a determinação da radiopacidade empregando o próprio dente no qual obturaram o canal e, depois, avaliaram visualmente, não determinando quantitativamente, dificultando, portanto, uma melhor comparação entre os materiais. Os cimentos foram proporcionados e manipulados de acordo com o fabricante. Os mesmos foram inseridos nos anéis com o auxílio de uma espátula 24 e outra placa foi assentada e comprimida sobre os anéis para planificar a superfície e uniformizar a espessura do corpo de prova*. Depois da presa dos cimentos, as placas foram retiradas e as espessuras dos corpos de prova conferidas com paquímetro. Todos os corpos de prova foram preliminarmente radiografados, conjuntamente com um penetrômetro de alumínio e a análise da radiopacidade foi realizada por imagem digital. Outra variável que pode ocorrer diz respeito ao aparelho de raios X empregado. A norma da ISO e da ADA estipulam que o aparelho deva possuir uma Kilovoltagem de 65kV (+ ou - 5kV), miliamperagem de 10 miliampères e uma distância foco filme de 40cm. Moraes (1984) testou a radiopacidade de cimentos epóxicos empregando aparelhos com quilovoltagens diferentes e verificou que os valores não se diferiram significativamente. Em nosso trabalho utilizamos um aparelho de 70 kV, com 10 miliampères e distância foco filme de 30 cm. Quanto ao filme a ser empregado, esse pode ser do grupo D ou E, e apesar dos do grupo D possuírem grânulos menores e mais próximos um dos outros, oferecendo melhor qualidade de imagem, não

difere nos valores da radiopacidade de materiais quando comparado com os do grupo E, conforme já constatado na literatura (KATZ et al., 1990). No presente trabalho empregou-se o Insight que pertence ao grupo F, que também foi empregado em outros trabalhos (DANESH et al., 2006; DUARTE et al., 2009a; VIVAN et al., 2009).

O valor da radiopacidade foi determinado em densidade radiográfica que foi, também, convertida em milímetros de alumínio (mm Al) de acordo com a fórmula proposta por Duarte et al., (2009). Na determinação da radiopacidade pelo sistema digital, de utilização recente, ocorre a quantificação das várias tonalidades de cinza, oscilando desde o preto até o branco, em um total de 256 tons de cinza. Com isso se determinará a densidade radiográfica, e nesse caso quanto maior o valor registrado pelo aparelho mais radiopaco será o material, sendo o inverso do que ocorre quando se analisa as medidas oferecidas pelo fotodensitômetro, em densidade ótica. Petry et al. (1997) denominaram erroneamente os valores obtidos de densidade ótica, pois pelo o sistema digital os valores obtidos são densidades radiográficas, conforme enfatizado por Cocleti (1999). O Software Digora faz uma captura direta da imagem radiográfica por meio de um sensor que está sensibilizado pelo raios X, permitindo uma leitura direta da densidade da imagem, sem necessidade de digitação prévia das radiografias. Esta diferença metodológica, entretanto, não parece ter influenciado os valores de radiopacidade obtidos, uma vez que os resultados de Carvalho et al são semelhantes aos resultados de estudos anteriores (TANOMARU-FILHO et al., 2007) que testaram cimentos iguais mas realizaram a digitalização de filmes radiográficos.

Manson-Hing (1961) verificou que a radiopacidade do alumínio se assemelhava à da dentina e Eliasson e Hassken (1979) propuseram que os valores obtidos em densidades óticas fossem convertidos em mm de alumínio, colocando uma escala de alumínio, denominada de penetrômetro na parte superior do filme. Com isso, hoje tanto a ISO como a ADA estipulam os valores mínimos de radiopacidade de um material em mm de alumínio. No presente trabalho, apesar de ter utilizado o sistema digital, os valores da densidade radiográfica também foram convertidos em mm de alumínio empregando para conversão a fórmula semelhante à empregada por Duarte, 1999 e Duarte et al. (2009a), na intenção de comparar com o valor mínimo exigido pela ISO e pela ADA para materiais obturadores de canais radiculares.

6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Shah, et al. (1996) afirmaram que materiais retrobturadores deve ser distinguível do osso adjacente e dentina radicular, e que materiais com valores de radiopacidade menor do que 3 milímetros Al são indistinguíveis. De acordo com esses autores, uma padronização internacional que institui a radiopacidade mínimo aceitável de materiais retrobturadores é urgentemente necessário. Da mesma forma, Tagger e Katz (2004) têm enfatizado que o estabelecimento de padrões internacionais é fortemente recomendado para padronizar a radiopacidade mínima para materiais de materiais retrobturadores, devido à grande variabilidade observada nos materiais usados atualmente.

No presente estudo, o Sealer 26 apresentou os maiores valores de radiopacidade (7.55 mm de Al). Isso pode ser explicado pelo fato de que Sealer 26 tem no pó o óxido de bismuto, que é responsável por sua radiopacidade, assim como Tanomaru-Filho et al., (2008). Esses valores são superiores aos encontrados quando o Sealer 26 é manipulado na consistência de obturação de canais, uma vez que contém menor quantidade de pó na mistura (TANOMARU-FILHO et al., 2008; GUERREIRO-TANOMARU et al., 2009; GARRIDO et al., 2010). O FillApex associado a 50% de cimento Portland, apresentou valores médios de 5.56 mm de Al. Esse novo cimento não tem relatos na literatura sobre seus valores de radiopacidade, mas provavelmente diminuiu esse valor pelo acréscimo de 50% de cimento Portland na composição, o qual apresenta baixos valores (DUARTE et al., 2009; DUARTE, 2010). O cimento FillApex apresenta em sua composição os radiopacificadores o óxido de bismuto, o qual quando associado ao cimento Portland apresenta altos valores de radiopacidade (DUARTE et al., 2009).

O cimento que apresentou o menor valor foi o cimento Portland puro (1,86 mmAl). Duarte et al., (2010) avaliaram a radiopacidade do cimento Portland associado a diferentes radiopacificadores, e como grupo controle o Portland puro, com valores inferiores a 1 mm de Al, ou seja, inferiores ao da dentina e aos recomendados pela ADA. No presente trabalho, resultados semelhantes foram encontrados, onde o cimento Portland apresentou valores inferiores aos da dentina e aos recomendados pela ADA. Esses valores baixos do cimento Portland são explicados pela ausência de radiopacificador em sua composição (ESTRELA et al.; 2000).

Novos trabalhos devem ser realizados com o objetivo de testar outras propriedades físicas, químicas, mecânicas e biológicas da associação do cimento FillApex ao cimento Portland, com o objetivo de usá-lo como material retrobturador.

7. CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada, pode-se concluir que:

- O Sealer 26 denso foi o que apresentou maior radiopacidade
- O cimento que apresentou menor radiopacidade foi o Cimento Portland Puro
- Todos os cimentos estudados apresentaram valor de radiopacidade acima da norma da ISSO, com exceção do Cimento Portland Puro.

7. REFERÊNCIAS

- ALAÇAM, T.; GÖRGÜL, G.; ÖMÜRLÜ, H. Evaluation of diagnostic radiopaque contrast materials used with calcium hydroxide. **J Endod**, Chicago, v. 16, n. 8, p. 365-8, Aug. 1990.
- ALMEIDA, P. M.; ANTONIO, M. P. da S.; MOURA, A. A. M. de. Estudo comparativo da radiopacidade de quatro cimentos obturadores de canais radiculares. **Rev Inst Ciênc Saúde**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 27-30, jan./june 1998.
- ASGARY, S. et al. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. **J Endod**, Chicago, v. 31, n. 2, p. 101-3, Feb. 2005.
- BERNABÉ, P. F. E. et al. Comparative study of MTA and other materials in retrofilling of pulpless dogs' teeth. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 16, n. 2, p. 149-55, 2005.
- BERNABÉ, P. F. E.; HOLLAND, R. Cirurgia parentodôntica: como praticá-la com embasamento científico. In: ESTRELA, C. **Ciência endodôntica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. Cap. 16, p. 657-797.
- BEYER-OLSEN, E. M.; ORSTAVIK, D. Radiopacity of root canal sealers. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 51, n. 3, p. 320-8, Mar. 1981.
- BIRMAN, E. G. et al. Estudo de propriedades físicas e biológicas de um cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio. **Rev Odont USP**, São Paulo, v. 4, n. 1, p. 25-30, jan./mar. 1990.
- BOSCOLO, F. N.; BENATTI, O.; GONÇALVES, N. Estudo comparativo da radiopacidade dos cimentos obturadores de canais radiculares. **Rev Ass Paul Cirurg Dent**, São Paulo, v. 33, n. 2, p. 154-60, mar./abr. 1979.
- BRAMANTE, C.; BERBERT, A. Cirurgia parentodôntica. 2. ed. Ed. Santos: São Paulo, 2003.
- BRAMANTE, C. M. et al. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 106, n. 6, p. 909-13, Dec. 2008.
- CAMILLERI, J. et al. The constitution of mineral trioxide aggregate. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 21, n. 4, p. 297-303, Apr. 2005b.
- CARVALHO-JUNIOR, J. R. et al. Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 14, n. 2, p. 114-8, 2003.
- CHNG, H. K. et al. Properties of a new root-end filling material. **J Endod**, Chicago, v. 31, n. 9, p. 665-8, Sept. 2005.
- COCLETI, G. **Avaliação da solução Kodak RPX-amat quando utilizada na processadora T4, da Dupont, quanto às densidades ótica e radiográfica, analisadas pelo fotodensitômetro MRA e pelo sistema digital Digora**. Bauru, 1999. 88p. Tese

(Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1999.

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

DEAL, B. F. et al. Chemical and physical properties of MTA, Portland cement, and a new experimental material, Fast-Set MTA. **J Endod**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 252, Mar 2002./Abstract n.70/

DUARTE, M. A. H. et al. Evaluation of pH and calcium ion release of calcium hydroxide pastes containing different substances. **J Endod**, Chicago, v. 35, n. 9, p. 1274-7, Sept. 2009.

ELIASSON, S. T.; HAASKEN, B. Radiopacity of impression materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 47; n. 5; p. 485-91; May 1979.

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

FIDEL, R. A. S. et al. Estudo *in vitro* sobre a solubilidade e a desintegração de alguns cimentos endodônticos que contém hidróxido de cálcio. **Rev Odont USP**, São Paulo, v. 8, n. 3, p. 217-20, jul.-set. 1994.

FIDEL, R. A. S. et al. Estudo *in vitro* da estabilidade dimensional de alguns cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio. **Rev Bras Odont**, São Paulo, v. 52, n. 5, p. 14-6, set.-out. 1995.

FRIDLAND, M.; ROSADO, R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. **J Endod**, Chicago, v. 29, n. 12, p. 814-7, Dec. 2003.

GROSSMAN, L. I Physical properties of root canal cements. **J Endod**, Chicago, v. 2, n. 6, p. 166-75, June 1976.

HOLLAND, R. et al. Reaction of dogs`teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or a glass ionomer sealer. **J Endod**, Chicago, v. 25, n. 11, p. 728-30, Nov. 1999.

HOLLAND, R. et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes with Mineral Trioxide Agregate or calcium hydroxide. **J Endod**, Chicago, v. 25, n. 3, p. 161-6, Mar.1999.

HOLLAND, R. et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with Mineral trioxide agregate, Portland cement or calcium hydroxide. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 12, n. 1, p. 3-8, 2001.

- HOLLAND, R. et al. Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with Mineral Trioxide Agregate or Portland cement. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 12, n. 2, p. 109-13, 2001.
- KAFFE, I. et al. Is the radioopacity standard for gutta-percha sufficient in clinical use? **J Endod**, Chicago, v. 9, n. 2, p. 58-9, Feb. 1983.
- KATZ, A. et al. Densitometric measurement of radiopacity of gutta-percha cones and root dentin. **J Endod**, Chicago, v. 16, n. 5, p. 211-3, May 1990.
- KAZEMI, K. B.; SAFAVI, K. E.; SPANGBERG, L. S. W. Dimensional changes of endodontic sealers. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 76, n. 6, p. 766-71, Dec. 1993.
- LEE, Y. L. et al. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. **Biomaterials**, Oxford, v. 25, n. 5, p. 787-93, Feb. 2004.
- LEONARDO, M. R. et al. Hidróxido de cálcio em endodontia. Avaliação da alteração do pH e da liberação de íons de cálcio em produtos endodônticos a base de hidróxido de cálcio. **Rev Gaúcha Odont**, Porto Alegre, v. 4, n. 1, p. 69-72, jan./fev. 1992.
- LEONARDO, M. R. et al. Penetrabilidade do curativo de demora no sistema do canal radicular. Avaliação de diferentes produtos. **Rev Gaúcha Odont**, Porto Alegre, v. 41, n. 4, p. 199-203, jul./ago. 1993.
- MANSON-HING, L. R. An investigation of the roentgenographic contrast of enamel, dentine, and aluminum. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, St. Louis, v. 11, n. 12, p. 1456-72, Dec. 1961.
- MARCIANO, J.; MICHAILESCO, P.M. Dental gutta-percha: chemical composition, x-ray identification, enthalpic studies, and clinical implications. **J Endod**, Chicago, v. 15, n. 4, p. 149-53, Apr. 1989.
- MCMICHEN, F. R. et al. A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers. **Int Endod J**, Oxford, v. 36, n. 9, p. 629-35, Sept. 2003.
- MORAES, I. G. de. **Propriedades físicas de cimentos epóxicos experimentais para obturações de canais radiculares, baseados no AH26**. Bauru, 1984. 149p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1984.
- ONO, K.; MATSMUTO, K. Physical properties of CH61, a newly developed root canal sealer. **J Endod**, Chicago, v. 24, n. 4, p. 244-7, Apr. 1998
- ORFALI, F.; LILLEY, J. D.; MOLOKHIA, A. The radiopacity of some endodontic sealers cements. **J Dent Res**, Chicago, v. 66, n. 4, p. 876, Apr. 1987. Abstract 368.
- PETRY, A. E. A. et al. Evaluation of endodontic sealers radiopacity using digitized imaging equipment. **Braz Endod J**, Goiânia, v. 2, n. 1, p. 24-8, 1997.
- RAY, H.; SELTZER, S. A new glass ionomer root canal sealer. **J Endod**, Chicago, v. 17, n. 12, p. 598-603, Dec. 1991.

SAMPAIO, J. M. P.; SATO, E. F. L. Avaliação da fluidez de vários materiais obturadores de canais radiculares. **Rev Inst Odont Paul**, São Paulo, v. 2, n. 1, p. 1-5, jan./jun. 1984.

SAVIOLI, R. N.; SILVA, R. G.; PÉCORA, J. D. Influência de cada componente do cimento de Grossman sobre as propriedades físicas de escoamento. Tempo de endurecimento e espessura do filme. **Rev Paul Odont**, São Paulo, v. 16, n. 3, p. 14-6, maio/jun. 1994.

SHAH, P. M. et al. Radiopacity of potential root-end filling materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 81, n. 4, p. 476-9, Apr. 1996.

TAGGER, M.; KATZ, A. Radiopacity of endodontic Sealers: development of a new method for direct measurement. **J Endod**, Chicago, v. 29, n. 11, p. 751-5, Nov. 2003.

TANOMARU-FILHO, M. et al. Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. **J Endod**, Chicago, v. 33, n. 3, p. 249-51, Mar. 2007.

TANOMARU-FILHO, M. et al. Radiopacity evaluation of root-end filling materials by digitization of images. **J Appl Oral Sci**, Bauru, v. 16, n. 6, p. 376-9, Dec. 2008.

TORABINEJAD, M. et al Comparative investigation of marginal adaptation of Mineral Trioxide Agregate and other commonly used root-end filling materials. **J Endod**, Chicago, v. 21, n. 6, p. 295-9, June 1995.

VIVAN, R. R. **Avaliação de algumas propriedades físico-químicas de alguns materiais retrobturadores**. 2009. 164p.Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2009.

VIVAN, R. R. et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 108, n. 6, p. e35-e8, Dec. 2009.

ZYTKIEVITZ, E.; LIMA, J. L. M. de A.; SOBRINHO, J. B. Tempo de presa e escoamento de alguns cimentos obturadores de canais radiculares. **Odont Mod**, São Paulo, v. 12, n. 10, p. 32-41, nov./dez. 1985.