

UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO

**MARIA RENATA ORSI CAMPOS
STÉPHANIE HLAWENSKY**

**AVALIAÇÃO DO PH E RADIOPACIDADE DO
CIMENTO PORTLAND ASSOCIADO AO AH PLUS
EM DIFERENTES PROPORÇÕES**

**Bauru
2011**

UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO

**MARIA RENATA ORSI CAMPOS
STÉPHANIE HLAWENSKY**

**AVALIAÇÃO DO PH E RADIOPACIDADE DO
CIMENTO PORTLAND ASSOCIADO AO AH PLUS
EM DIFERENTES PROPORÇÕES**

Trabalho de conclusão de curso do Curso de Odontologia do Centro de Ciências da Saúde apresentado a Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação na Universidade Sagrado Coração, sob orientação do Prof. Ms. Rodrigo Ricci Vivan.

**Bauru
2011**

C1987a	<p>Campos, Maria Renata Orsi</p> <p>Avaliação do Ph e radiopacidade do cimento Portland associado ao Ah Plus em diferentes proporções / Maria Renata Orsi Campos, Stéphanie Hlawensky -- 2011. 36f. : il.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan</p> <p>Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade Sagrado Coração – Bauru – SP.</p> <p>1. Cirurgia parentodontica. 2. Cimento Portland. 3. Ph. 4. Radiopacidade. I. Hlawensky, Stéphanie. II. Vivan, Rodrigo Ricci. III. Título.</p>
--------	---

**MARIA RENATA ORSI CAMPOS
STÉPHANIE HLAWENSKY**

**AVALIAÇÃO DO PH E RADIOPACIDADE DO CIMENTO
PORTLAND ASSOCIADO AO AH PLUS EM DIFERENTES
PROPORÇÕES**

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

Banca examinadora:

Prof. Ms. Rodrigo Ricci Vivan

Orientador

Universidade Sagrado Coração

Prof. Dr. José Carlos Yamashita

Universidade Sagrado Coração

Prof. Dr. Sylvio de Campos Fraga

Universidade Sagrado Coração

Bauru, 30 de junho de 2011.

Dedicatórias

Ao meu pai, **José Guilherme Neves Campos**, que foi minha grande inspiração para seguir meu sonho. Sempre com muito amor e compreensão, me deu apoio e força para continuar, um exemplo de humildade e honestidade tanto no trabalho como na vida pessoal. Obrigada pelo exemplo, pela paciência, educação e preocupação que sempre teve comigo, hoje sei que serviram muito para que eu chegasse aonde cheguei. Esse trabalho também é seu! Te amo muito!

À minha mãe, **Maria Lígia Orsi Neves Campos**, que foi meu alicerce durante toda essa caminhada. Com seu jeito carinhoso e dedicado, mesmo a quilômetros de distância, sempre esteve presente me dando forças. Obrigada pela educação, exemplo, companheirismo e amor, hoje sei que serviram muito para me tornar a pessoa que me tornei. Você também faz parte desse trabalho! Te amo muito!

Ao meu irmão, **Guilherme Orsi Campos**, que mesmo um pouco distante sempre foi, pra mim, um exemplo de tranquilidade, força e determinação. Obrigada pelos momentos de afeto que vivemos juntos. Te amo muito!

MARIA RENATA ORSI CAMPOS

Com satisfação dedico esse trabalho aos meus pais, **Inês Pereira e Fritz Alfred Hlawensky**, pela educação firme, porém, cercada de amor e carinho que fizeram de mim a pessoa que sou hoje. São os responsáveis por fazer o meu sonho de infância se transformar realidade. Esse trabalho é de vocês e pra vocês. Afinal, não há pessoa no mundo que eu ame mais do que vocês.

Agradecimentos

Primeiramente a **Deus**, pela vida e pela família maravilhosa que me deu. Agradeço pelas pessoas e amigos que colocou em meu caminho que com certeza me ajudaram muito e muitas vezes serviram de exemplo. Agradeço por estar sempre ao meu lado, me guiando e protegendo! Sem Ele, nada disso teria sido possível! Muito obrigada Senhor!

Ao meus avós maternos, **Sérgio Orsi e Cleide Oliveira Orsi (in memorian)** pelo carinho que sempre tiveram comigo. Em especial à minha avó, sempre interessada e preocupada com a minha formação, e que continuou me guiando mesmo da casa do Pai. Muito obrigada!

Aos meus avós paternos, **Joaquim da Silva Campos (in memorian) e Terezinha Neves Campos**, que sempre me trataram com muito amor e carinho, muitas vezes me acolhendo como uma filha. Muito obrigada!

À minha parceira de trabalho, **Stéphanie Hlawensky**, que me ajudou dando força e ânimo nos momentos difíceis que encontramos ao longo desse trabalho. Obrigada!

Ao nosso orientador, **Prof. Ms. Rodrigo Ricci Vivan**, que nos proporcionou a realização desse trabalho com muita responsabilidade e dedicação. Obrigada pela paciência, amizade e orientação! Que você continue crescendo e alcançando todos seus objetivos, pois você merece muito!

Ao professor **Dr. Sylvio de Campos Fraga**, que sempre que precisei esteve presente com suas sábias palavras de vida e sabedoria. Espero poder continuar a fazer parte de sua vida mesmo após a faculdade. Saiba que o senhor é um grande exemplo para mim. Muito obrigada!

MARIA RENATA ORSI CAMPOS

Ao nosso orientador, **Prof. Ms. Rodrigo Ricci Vivan**, pela calma, pelos momentos de compreensão e principalmente pela paciência. Sempre me lembrarei dos momentos de ansiedade em que, para nosso acalanto, você estava presente nos ajudando e nos motivando. Desejo-lhe todo sucesso do mundo. Muito Obrigada!

À colega de trabalho, **Maria Renata Orsi Campos**, pelos momentos inesquecíveis que passamos juntas, pela compreensão, pelas palavras de conforto, quando necessárias, e, principalmente, pela amizade.

À amiga, **Rúbia Carolina Nobre Moraes**, pelas palavras sinceras e pelas críticas construtivas. Você é responsável por transformar momentos angustiantes da minha vida, em aprendizado e evolução. Obrigada por sempre estar do meu lado compartilhando minhas conquistas.

Às minhas amigas, **Isabella Andriotti, Nicolle Perlatti, Jéssica Nicolai, Rafaella Pfeifer, Karina Bérnago, Maria Flávia Rodrigues** pelas risadas e momentos felizes que passamos ao longo de quatro anos. São tantas recordações boas, tantas histórias. Obrigada!

À minha irmã, **Bruna Hlawensky**, pelos momentos de alegria e companheirismo. Fico muito lisonjeada em saber que você se espelhou em mim na escolha da sua futura profissão. Que Deus nos ilumine nessa empreitada. Saiba que sempre estarei aqui para ajudá-la.

Obrigada a todos que fizeram parte dessa importante e decisiva etapa em minha vida.

STÉPHANIE HLAWENSKY

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o pH e a radiopacidade do cimento Portland associado ao cimento AH Plus em diferentes proporções. Os cimentos foram associados em massa, sendo: grupo 1: 50% de cimento Portland + 50% de AH Plus; grupo 2: 60% de cimento Portland + 40 % de AH Plus; grupo 3: 70% de cimento Portland + 30% de AH Plus; grupo 4: 80% de cimento Portland + 20% de AH Plus; grupo 5: 90% de cimento Portland + 10% AH Plus; grupo 6: 100% cimento Portland; grupo 7: 100% AH Plus. Para os testes de pH e liberação de íons cálcio, foram utilizados dentes de acrílico com cavidades retrógradas (n=5), os quais foram preenchidos com os cimentos e imediatamente imersos em frascos contendo 10 mL de água deionizada. Nos períodos de 3, 24, 72 e 168 horas, os dentes foram trocados de frascos, onde foi mensurado o pH, por meio de um pHmetro calibrado, da água onde os materiais permaneceram imersos, ao final de cada período. O ensaio de radiopacidade foi realizado conforme a norma #57 da ADA e ISO 6876/2001. Para isso foram confeccionados corpos de prova cilíndricos (n=3) com os cimentos em teste, e cilindros de dentina com a mesma espessura para comparações individuais. 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, que foram colocados entre placas de vidro e armazenados em estufa a 37°C. Após a presa, a espessura foi conferida com um paquímetro, os corpos de prova foram radiografados para verificar a presença de bolhas. A seguir, os corpos de prova, juntamente com um cilindro de dentina de 2 mm de espessura e um penetrômetro de alumínio, foram dispostos em um filme oclusal Insight Kodak e sensibilizados. O tempo de exposição foi de 0,3 segundos e a distância foco/filme foi de 30 cm. Após o processamento, as imagens foram digitalizadas e analisadas quanto a densidade radiográfica no *software* Digora for Windows 1.51, as quais foram convertidas em mm de Al. Os valores de pH de todos os grupos e em todos os períodos experimentais foram próximos a 8, inclusive os grupos controle. Em relação a radiopacidade, os grupos com menor quantidade de AH Plus apresentaram menores valores de pH, enquanto que maiores concentrações de AH plus, apresentaram maiores valores.

Conclui-se que todos os materiais apresentaram pH alcalino e radiopacidade maior que a dentina e as normas da ADA.

Palavras-chaves: cirurgia parendodôntica; cimento Portland; pH; radiopacidade.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the pH and the radiopacity of Portland cement associated with AH Plus cement in different proportions. Cements were associated with mass, as follows: group 1: 50% Portland cement + 50% of AH Plus, group 2: 60% Portland cement + 40% of AH Plus, group 3: 70% Portland cement + 30% AH Plus, group 4: 80% Portland cement + 20% of AH Plus, group 5: 90% Portland cement + 10% AH Plus, group 6: 100% Portland cement, group 7: 100% AH Plus. For testing pH and release of calcium ions were used acrylic teeth with cavities retrograde (n = 5), which were filled with cement and immediately immersed in vials containing 10 mL of deionized water. In periods of 3, 24, 72 and 168 hours, the teeth were exchanged for bottles, where the pH was measured by means of a pH meter, the water where the material remained submerged at the end of each period. The radiopacity test was performed according to standard # 57 of the ADA and ISO 6876/2001. To this were made cylindrical specimens (n = 3) with the cement under test, and dentin cylinders with the same thickness for individual comparisons. The properly proportioned and cement was poured spatulate, with due care to avoid inclusion of air bubbles in metal rings 10 mm in diameter and 1 mm high, which were placed between glass plates and stored at 37 ° C . After setting, the thickness was checked with a caliper, the specimens were radiographed to verify the presence of bubbles. Then the specimens, along with a dentin cylinder mounting 2 mm thick and an aluminum penetrometer, were arranged in an occlusal film Kodak Insight and sensitized. The exposure time was 0.3 seconds and the distance focus / film was 30 cm. After processing, the images were scanned and analyzed the radiographic density in Digora software for Windows 1.51, which were converted into mm Al pH values of all groups and in all experimental periods were close to 8, inclusive control groups. For radiopacity, groups with least amount of AH Plus had lower pH values, whereas higher concentrations of AH plus showed higher values. It is concluded that all materials showed an alkaline pH, and radiopacity greater than the dentin and the ADA guidelines.

Keywords: periradicular surgery, Portland cement, pH, radiopacity

SUMÁRIO

1.INTRODUÇÃO.....	11
2.OBJETIVOS.....	16
2.1Objetivos Gerais.....	16
2.2Objetivos Específicos.....	16
3.METODOLOGIA.....	17
3.1.Materiais.....	17
3.2. pH.....	18
3.3.Determinação pH.....	18
3.4. Radiopacidade.....	18
RESULTADOS.....	21
DISCUSSÃO	
5.1 Metodologia.....	26
5.2 Resultados.....	30
CONCLUSÃO.....	32
REFERÊNCIAS.....	33

1.INTRODUÇÃO

A endodontia vem sofrendo um processo de evolução muito grande nos últimos anos. Assim, procedimentos que eram realizados de forma empírica, hoje estão alicerçados em bases científicas, procurando apoiar-se nas respostas biológicas e no conhecimento de como os materiais utilizados nos tratamentos interagem com os tecidos apicais e periapicais (LEONARDO, 2005).

Apesar dessa grande evolução técnico-científica, infelizmente o tratamento endodôntico convencional ainda não possibilita a obtenção do sucesso total. 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 e BERBERT, 2003). Da mesma forma, a possibilidade da existência de biofilmes periapicais ou de alguns outros fatores irritantes pode dificultar o sucesso do tratamento via canal (LEONARDO et al., 2007). Frente a essa situação, o profissional recorre ao procedimento cirúrgico como último recurso terapêutico.

Até a década de 70 a cirurgia para endodôntica apresentava índices de sucesso que variavam de 50% a 70%. (RUD; ANDREASEN; JENSEN, 1972). Esses valores estariam relacionados aos procedimentos operacionais e aos materiais utilizados no selamento das cavidades retrógradas. Com base naquele estudo, a comunidade científica começou a realizar pesquisas para a avaliação dos procedimentos e, principalmente, dos materiais utilizados, uma vez que os mesmos permanecem em contato íntimo e permanente com os tecidos apicais e periapicais.

Assim, os materiais retrobturadores devem apresentar propriedades ideais, tanto físico-químicas quanto biológicas, para que se obtenha o melhor resultado quando de suas aplicações. Tais propriedades englobam um bom selamento marginal, estabilidade dimensional, insolubilidade frente aos fluídos tissulares, boa radiopacidade, fácil manipulação e inserção, tempo de presa curto, atividade antimicrobiana, biocompatibilidade, e, se possível, estimular o processo de reparo tecidual.

Até o momento, não há um material retrobturador que reúna todas as propriedades ideais exigidas do mesmo. Por isso, há uma busca incessante por parte dos pesquisadores para o desenvolvimento de um material que se aproxime, ao máximo, do ideal.

Alguns materiais já foram propostos como retrobturadores, e, dentre eles, podemos citar o amálgama de prata (MESSING, 1967), a guta-percha (MARCOTTE; DOWSON; ROWE, 1975), os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol (GARTNER; DORN, 1992), os cimentos com hidróxido de cálcio (LUIZ, 2002, TANOMARU-FILHO, 1998) e os cimentos à base de agregado de trióxido mineral. (TORABINEJAD et al.,1993, HOLLAND et al., 1999, HOLLAND et al., 2002).

Na atualidade, o material mais estudado e mais utilizado em obturações retrógradas é o MTA (agregado de trióxido mineral). Desde sua introdução na Odontologia, em 1993, esse material tem sido objeto de muitos estudos, quer seja para conhecer seus reais componentes, quer seja para tentar melhorar suas propriedades físicas, principalmente. Suas indicações também foram ampliadas passando, daquela inicial, de selar em definitivo as comunicações entre a cavidade pulpar e o periodonto, para material retrobturador, capeador em pulpotomias, proteções pulpares diretas, reabsorções dentárias internas e externas, rizogênese incompleta, como *plug* apical, em fraturas dentárias e obturação dos canais radiculares. (JACOBOWITZ; DE LIMA, 2008, PACE; GIULIANI; PAGAVINO, 2008, OLIVEIRA et al., 2008, SRINIVASAN; WATERHOUSE; WHITWORTH, 2009).

Em relação às suas propriedades físico-químicas, o MTA tem demonstrado ser um bom selador marginal (LEE et al., 1993, TORABINEJAD et al., 1993), possui alcalinidade (TORABINEJAD et al.,1995; DUARTE et al.,2003; VASCONCELOS, 2006, VIVAN et al., 2010), boa radiopacidade (TORABINEJAD et al., 1995; VIVAN et al., 2009). Juntamente com essas excelentes propriedades físico-químicas, o MTA tem proporcionado respostas teciduais com resultados muito semelhantes aos encontrados com o uso do hidróxido de cálcio, inclusive, induzindo a deposição de tecido mineralizado sobre sua superfície. (LUIZ, 2002). Todavia, a dificuldade de sua manipulação fez com que alguns pesquisadores alterassem sua composição adicionando-

lhes outros componentes (CAMILLERI et al., 2010). Aditivos foram incluídos ao MTA visando diminuir seu tempo de presa (BORTOLUZZI, et al., 2006), chegando inclusive ao surgimento do MTA fotopolimerizável. (GOMES-FILHO et al., 2008; VIVAN et al., 2009).

À época do seu lançamento, em 1995, pela *Dentsply/Tulsa*, quando recebeu a denominação de ProRoot MTA, o fabricante descrevia-o como possuidor das seguintes substâncias: silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, ferroaluminato tetracálcico, além de outros óxidos em menor quantidade.

Todavia em 1999, Wucherpfenning e Green publicaram um *abstract*, onde concluíram que o MTA e o cimento Portland eram semelhantes macro e microscopicamente. Posteriormente a *Dentsply/Tulsa* passou a informar na bula a presença de 75% de cimento Portland, 5% de sulfato de cálcio di-hidratado e 20% de óxido de bismuto. Estrela et al., em 2000, analisaram os elementos químicos do cimento Portland e do MTA e concluíram que o cimento Portland contém os mesmos elementos químicos do MTA, com exceção do óxido de bismuto. A partir deste trabalho, vários foram realizados com a mesma finalidade. (CAMILLERI et al., 2005, DAMMASCHKE et al., 2005, DEAL et al., 2002, FERREIRA et al., 2005, FUNTEAS; WALLACE; FOCHTMAN, 2002, ISLAM; CHNG; YAP, 2006, SONG et al., 2006). Outros trabalhos foram realizados comparando o MTA com o cimento Portland, analisando e verificando a similaridade quando utilizados em tecido subcutâneo de ratos (HOLLAND et al., 2001a), em capeamentos pulpares (ACCORINTE et al., 2009), em pulpotomias de dentes de cães (HOLLAND et al., 2001b, MENEZES et al., 2004), em obturações de canais radiculares de dentes de cães (HOLLAND et al., 2001c), quando implantados em mandíbulas de cobaias (SAIDON et al., 2002), em retrobturações de canais radiculares de dentes de cães. (BERNABÉ; HOLLAND, 2004).

Duarte et al. (2009) avaliaram a radiopacidade do cimento Portland acrescido de diferentes radiopacificadores. Bueno et al. (2009) avaliaram a concentração ideal do óxido de bismuto a ser acrescido ao cimento Portland para lhe conceder radiopacidade suficiente para uso clínico, de acordo com a norma # 57 da ADA. Vivan et al. (2009) avaliaram a radiopacidade de diversos

materiais retrobturadores, dentre eles o clínquer do cimento Portland acrescido de 20% de óxido de bismuto e 5% de fosfato de cálcio. Concluíram que o cimento Portland acrescido de 20% de óxido de bismuto e 5% de fosfato de cálcio apresentaram radiopacidade acima da permitida pela norma # 57 da ADA.

Vivan et al. (2010) avaliaram, dentre outras propriedades, o pH e liberação de íons cálcio de diferentes materiais retrobturadores. Verificaram que o cimento Portland acrescido de 20% de óxido de bismuto e 5% de sulfato de cálcio apresentaram altos valores de pH e liberação de íons cálcio nos períodos iniciais, os quais diminuíram nos períodos finais.

Além dos cimentos retrobturadores, um cimento obturador de canal, o AH Plus, tem apresentado excelentes resultados físico-químico- mecânicos (DUARTE et al., 2004; ALFREDO et al., 2008; NUNES et al., 2008) e biológicos (OLIVEIRA et al., 2010). Duarte et al. (2000), avaliaram o pH e liberação de íons cálcio do cimento AH Plus associado a 5 e 10% de hidróxido de cálcio. Verificaram que a adição de hidróxido de cálcio favoreceram maior pH e liberação de íons cálcio do cimento AH Plus.

Não há na literatura relatos sobre a associação do cimento Portland com o AH Plus. Sabendo da semelhança do cimento Portland com o MTA, e que esse ultimo apresenta bons resultados físico-químicos, surge a dúvida da possibilidade da associação, com a finalidade de melhorar as propriedades de manipulação do cimento Portland, e adicionar as excelentes propriedades do AH Plus.

Sabe-se, também, que as respostas biológicas de um material estão na dependência de algumas de suas propriedades físico-químicas. Uma vez que o material apresente um pH compatível com o organismo, liberação de íons cálcio e hidroxila, solubilidade e tempo de presa satisfatórios, e um bom selamento marginal, esse material apresentará boas propriedades biológicas. Diante disso, torna-se necessário a realização de testes físico-químicos para esclarecer e corroborar com os resultados biológicos descritos na literatura.

O pH e a liberação de íons cálcio são propriedades importantes, uma vez que estão diretamente relacionadas com os processos de mineralização

(SEUX et al., 1991, ESTRELA et al., 1994; PARIROKH et al., 2010), além da atividade antimicrobiana. (KONTAKIOTIS, et al., 1995).

Por fim, para que um material, principalmente em pequenas proporções, como no caso de obturações retrógradas, possa ser visualizado radiograficamente, deve possuir em sua composição, pelo menos, um componente que lhe ofereça uma boa radiopacidade, que permitirá controlar o preenchimento da cavidade, bem como a sua visualização nos futuros controles radiográficos.

Muitas foram as tentativas de pesquisadores para se aproximar de um cimento retrobturador ideal, criando alguns ou realizando modificações em outros, visando à obtenção de determinada propriedade ou a melhoria de outras. O objetivo do presente trabalho foi avaliar o pH e a radiopacidade do cimento Portland associado ao AH Plus em diferentes proporções.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos Gerais

Avaliar o pH e a radiopacidade do cimento Portland associado ao cimento AH Plus em diferentes proporções.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar o pH (potencial hidrogeniônico) e radiopacidade do cimento Portland nas seguintes proporções:

- 50% de cimento Portland + 50% de AH Plus
- 60% de cimento Portland + 40 % de AH Plus
- 70% de cimento Portland + 30% de AH Plus
- 80% de cimento Portland + 20% de AH Plus
- 90% de cimento Portland + 10% AH Plus
- 100% cimento Portland
- 100% AH Plus.

- Determinar qual a melhor proporção para associação do cimento Portland ao AH Plus em relação ao pH e a radiopacidade.

3 METODOLOGIA

3.1. MATERIAL

Os materiais testados foram o cimento Portland associado ao cimento AH Plus em diferentes proporções, os quais foram associados em massa, conforme a tabela 1:

Grupos	Cimentos
Grupo 1	50% de cimento Portland + 50% de AH Plus
Grupo 2	60% de cimento Portland + 40 % de AH Plus
Grupo 3	70% de cimento Portland + 30% de AH Plus
Grupo 4	80% de cimento Portland + 20% de AH Plus
Grupo 5	90% de cimento Portland + 10% AH Plus
Grupo 6	100% cimento Portland
Grupo 7	100% AH Plus.

Tabela 1: grupos experimentais.

A composição dos materiais testados apresenta-se na tabela 2.

Cimento	Composição	Fabricante
Cimento Portland	Silicato tricálcio; silicato dicálcico; aluminato tricálcico; ferroaluminato tetracálcico; sulfato de cálcio dihidratado; óxidos alcalinos; outros constituintes.	Votorantim Cimentos, São Paulo, São Paulo, Brasil.
AH Plus	Pasta A: resina epóxi; tungstênio de cálcio; óxido de zircônio; aerosil e óxido de ferro. Pasta B: amina adamantana; N, N-Diberncil-5-oxanonano-diamina-1,9; TCD-Diamina; tungsteanato de cálcio; óxido de zircônio; aerosil e óleo de silicone.	Dentsply/De Trey, Konstanz, Alemanha

Tabela 2: composição e fabricante dos materiais a serem testados

3.2. PH

Para a aferição do pH foram utilizados 52 dentes de acrílico com cavidades retrógradas confeccionadas. Os cimentos foram inseridos no interior das cavidades com o auxílio de calcadores do tipo Paiva até o completo preenchimento. Foram preparados 10 (dez) espécimes para cada cimento. Após o preenchimento, os espécimes foram imediatamente imersos em frascos contendo 10 mL de água MilliQ, que foram vedados e levados à estufa a 37°C, onde permaneceram durante cada período experimental. As avaliações foram realizadas nos períodos de 3 horas, 24 horas, 72 horas e 168 horas (7 dias), onde, a cada período, os espécimes foram cuidadosamente retirados dos frascos e imersos em um novo tubo com o mesmo volume de água MilliQ.

3.3. DETERMINAÇÃO DO PH

A determinação do pH foi realizada por meio de um pHmetro previamente calibrado com soluções de pHs conhecidos (4,7 e 14). O vidro, após a remoção do espécime, foi levado a um agitador onde permaneceu por 5 segundos. Após a agitação, o líquido foi vertido em um Becker e, então, colocado em contato com o eletrodo do pHmetro. A aferição do pH foi efetuada com a sala em temperatura de 25°C. A água MilliQ foi empregada como controle sendo medido seu pH em todos os períodos de análise.

3.4. RADIOPACIDADE

O teste de radiopacidade foi realizado de acordo com as normas #57 da ADA e ISO 6876:2001.

Para a determinação da radiopacidade, foram confeccionados 3 corpos de prova cilíndricos com os cimentos em teste e cilindros de dentina de mesma espessura para comparações individuais.

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 2 mm de altura, os quais foram colocados sobre placa 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 em lixa d'água granulação 600.

Os cilindros de dentina foram obtidos de raízes de dentes humanos. Estas foram seccionados com disco de carborundun, obtendo-se cilindros com 2 mm de espessura, medidos com auxílio de um paquímetro. A análise da radiopacidade foi realizada no *software* Digora for Windows 1.51.

Todos os corpos de prova foram preliminarmente radiografados, para constatar presença ou não de bolhas. Aqueles que as apresentaram foram descartados, sendo confeccionados outros. 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 (Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), com quilovoltagem de 70 kV, miliamperagem de 10 mA com tempo de exposição variando de 0,3 s. A distância foco/filme foi de 30 cm.

Após a sensibilização e processamento das imagens, estas foram digitalizadas e analisadas quanto à densidade radiográfica no *software* Digora for Windows 1.51. Foi realizada duas leituras por corpo de prova, totalizando 6 valores. O valor da radiopacidade foi determinado em densidade radiográfica a qual foi também convertida em milímetros de alumínio (mm Al). Efetuou-se a conversão determinando 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, por exemplo, se a densidade do material apresentar o valor entre 5 e 6, o cálculo será realizado da seguinte maneira. Do valor da densidade do material será subtraído o valor correspondente a 5mm de alumínio, essa diferença será

convertida em milímetros de alumínio utilizando-se para o cálculo uma regra de três simples. Exemplo:

- Valor correspondente a 5 mm Al = 162,07
- Valor da densidade do material = 170,16
- Diferença entre densidade material/5 mm Al = 8,09
- Diferença entre densidade de 5 e 6 mm Al = 14,39
- Cálculo do valor da densidade do material em mm de Al.
- Se o valor 14,39 corresponde a 1 mm de Al. (entre 5 e 6) 8,09 corresponderá a X; isto é: $14,39 \text{-----} 1$

$$8,09 \text{-----} X \quad X=0,56$$

Assim, o valor 0,56, será adicionado ao valor 5 obtendo o valor do material em milímetros de alumínio, isto é, 170,16 em densidade radiográfica é correspondente a 5,56 mm Al.

4. RESULTADOS

Os valores individuais de cada amostra em cada grupo dos valores de pH dos cimentos estudados estão nas tabela 3 a 8.

Grupo 1	3 horas	24 horas	72 horas	168 horas
amostra 1	8	8	8	8,2
amostra 2	8,1	8	8,1	8,2
amostra 3	8,1	8	8,1	8,1
amostra 4	8,1	8,1	8,1	8,2
amostra 5	8	8,1	8	8,1
amostra 6	8,1	7,7	8,3	7,5
amostra 7	8,1	8,3	8,2	8
amostra 8	8,1	8,2	8	8,1
amostra 9	8,1	8,1	8,1	8
amostra 10	8,1	8,1	8,1	8,1

Tabela 3: Valores individuais de cada amostra do grupo 1.

Grupo 2	3 horas	24 horas	72 horas	168 horas
amostra 1	7,8	8,1	8,2	7,9
amostra 2	7,9	8,4	8,3	8,1
amostra 3	7,9	8,3	8,4	8
amostra 4	7,9	8,2	8,4	8,1
amostra 5	7,8	8,2	8,3	8,1
amostra 6	7,9	8,1	8,3	8
amostra 7	7,9	8,3	8,5	8,3
amostra 8	8	8	8,3	8
amostra 9	7,9	7,8	8,3	8,1
amostra 10	7,9	7,9	8,2	8

Tabela 4: Valores individuais de cada amostra do grupo 2.

Grupo 3	3 horas	24 horas	72 horas	168 horas
amostra 1	8,1	8,1	8,2	8,4
amostra 2	8,1	7,9	8,2	8,4
amostra 3	8,1	8	8,3	8,5
amostra 4	8	8	8,3	8,6
amostra 5	8,1	8	8,2	8,5
amostra 6	8,2	8	8,4	8,5
amostra 7	8,1	8	8,5	8,5
amostra 8	8,1	8,1	8,4	8,6
amostra 9	8	8	8,4	8,6
amostra 10	8,2	8,2	8,5	8,6

Tabela 5: Valores individuais de cada amostra do grupo 3.

Grupo 4	3 horas	24 horas	72 horas	168 horas
amostra 1	8,3	8,3	7,9	7,8
amostra 2	8,3	8,5	8,2	7,8
amostra 3	8,2	8,4	8,2	7,8
amostra 4	8,3	8,5	8,2	7,9
amostra 5	8,2	8,5	8,1	7,7
amostra 6	8,2	8,6	8	8
amostra 7	8,2	8,5	7,9	7,7
amostra 8	8,1	8,4	8,1	8
amostra 9	8,3	8,5	8,1	8
amostra 10	8,2	8,4	8	8

Tabela 6: Valores individuais de cada amostra do grupo 4.

Grupo 5	3 horas	24 horas	72 horas	168 horas
amostra 1	8,2	8,2	7,9	8
amostra 2	8,2	8,1	8	8
amostra 3	8,3	8,2	8,4	8,1
amostra 4	8,2	8,2	8,3	8,2
amostra 5	8,3	8,1	8,4	8,2
amostra 6	8,2	8,1	8,3	8
amostra 7	8,2	8,2	8,4	8,2
amostra 8	8	8,1	8,3	8,4
amostra 9	8,1	8,1	8,4	8,3
amostra 10	8,3	8,2	8,5	8,1

Tabela 7: Valores individuais de cada amostra do grupo 5.

Portland puro	8,3	8,3	8,1	8,1
aH plus	8,4	8,5	8,4	8,1

Tabela 8: Valores individuais dos grupos controle.

As médias dos valores do pH estão dispostos na figura 1.

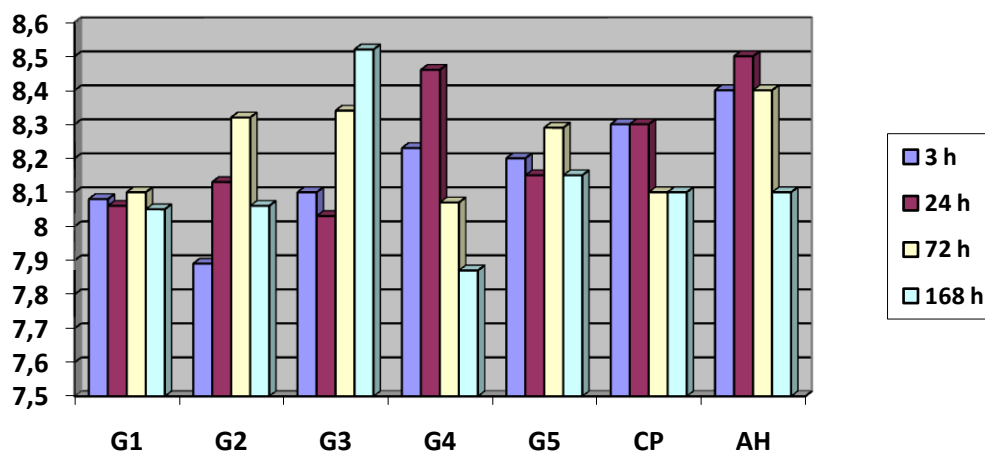


Figura 1: Gráfico dos valores médios de pH nos diferentes tempos avaliados.

Os resultados de radiopacidade estão dispostas na tabela 9.

	Anel 1	Anel 2	Anel 3	média
G1	2.65	2.8	2.5	2.65
G2	5.26	6.03	4.5	5.26
G3	16	16	16	16
G4	16	16	16	16
G5	16	16	16	16
G6 Portland	4.6	4.7	4.5	4.6
G7 AH Plus	16	16	16	16
DENTINA	4.3	2.05	1.9	2.75

Tabela 9: Média dos valores de radiopacidade dos grupos experimentais.

A figura 2 representa o gráfico das médias de radiopacidade dos grupos experimentais.

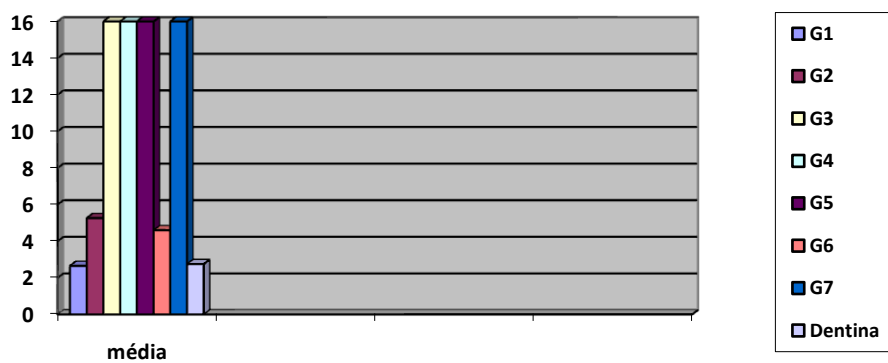


Figura 2: Gráfico das médias de radiopacidade dos grupos experimentais.

5. DISCUSSÃO

5.1 DA METODOLOGIA

O presente trabalho teve com finalidade avaliar algumas propriedades físico-químicas de cimentos retrobturadores. As propriedades avaliadas foram o potencial hidrogeniônico (pH) e a radiopacidade. Com relação ao pH, encontram-se na literatura relatos da determinação desta propriedade tanto *in vitro* (ANTHONY; GORDON; DEL RIO, 1982, GORDON; ALEXANDER, 1986, TORABINEJAD et al., 1995, BRANDÃO, 1999, DEAL et al., 2002, DUARTE et al., 2003, DUARTE; MORAES; DEMARCHI, 2004, FERREIRA et al., 2004, SANTOS et al., 2005, CHNG et al., 2005, ISLAM; CHNG; YAP, 2006), como *in vivo* (TRONSTAD et al., 1981, ESTRELA; PESCE, 1996). Nos estudos *in vitro*, várias foram as formas descritas para a determinação do pH. Já nos estudos que avaliam os materiais *in vivo* fornecem resultados mais próximos da realidade, entretanto, as dificuldades de execução e os aspectos éticos têm transformado esses estudos em artigos raros quando se tratam de avaliações de propriedades físico-químicas. A metodologia empregada, neste estudo, consistiu da imersão imediata dos materiais, em água deionizada, e da aferição dos valores do pH por meio de um pHmetro, nos períodos pré-estabelecidos (3h, 24h, 72h e 168h), quando, também, realizava-se a troca dos 10ml de água deionizada, fazendo com que cada material tivesse seu pH aferido somente em função do período analisado, não havendo um somatório de valores. (DUARTE et al., 2004, SANTOS et al., 2005). A aferição do pH por meio do pHmetro, é o método mais divulgado na literatura (ANTHONY; GORDON; ALEXANDER, 1982, GORDON; ALEXANDER, 1986, TORABINEJAD et al., 1995, BRANDÃO, 1999, DEAL et al., 2002, DUARTE et al., 2003, DUARTE et al., 2004, FERREIRA et al., 2004, SANTOS et al., 2005, CHNG et al., 2005, ISLAM; CHNG; YAP, 2006), entretanto, outros métodos, como a utilização de potenciômetro (TAMBURIC; VULETA; OGNJANOVIC, 1993) e até mesmo de corante (STAHELE et al., 1995), também foram mencionados. Quanto aos corpos de prova, neste estudo, dentes de acrílico preenchidos com os cimentos foram utilizados de maneira semelhante à descrita por Duarte et al. (1996) utilizada também por diversos outros trabalhos (DUARTE et al., 1999,

BRANDÃO, 1999, DUARTE et al., 2000, DUARTE et al., 2003, DUARTE et al., 2004, FERREIRA et al., 2004, SANTOS et al., 2005). Por outro lado, outros métodos de avaliação já foram propostos, Anthony, Gordon e Alexander (1982) após espatularem o cimento, optaram por colocarem-no diretamente na solução, assim como Torabinejad et al. (1995). No entanto, esta forma de imersão direta, onde o material é totalmente dissolvido na solução acaba resultando em valores de pH bem acima dos que realmente podem ser encontrados em clínica, já que a área de contato dos materiais com os fluídos tissulares, é bastante restrita quando no interior dos dentes. A confecção de corpos de prova dos cimentos a serem testados foi proposta por Tagger, Tagger e Kfir (1988). Contudo, este método apresenta a desvantagem de se poder imergir os corpos de prova na solução, somente após a presa final dos cimentos. Além da possibilidade de solubilização superficial do material ainda não totalmente endurecido, tal procedimento não permite a análise do pH inicial do cimento, além da grande área de contato do material com o líquido de imersão, já mencionada. A determinação do pH diretamente na massa do cimento recém manipulado, por meio de microeletrodos introduzidos no interior da mesma (DEAL et al., 2002, CHNG et al., 2005, ISLAM; CHNG; YAP, 2006), também tem sido descrita na literatura, porém, não permite avaliações a longo prazo; apesar de preciso, este método, também não fornece dados do potencial alcalinizador dos materiais. Independente da forma como for desenvolvido o experimento, deve-se ter ciência que comparações entre os resultados das diversas pesquisas podem demonstrar divergências por conta da área de contato dos materiais com o líquido onde se encontraram imersos, tornando difícil a comparação direta dos resultados. Neste estudo, realizou-se a substituição da água deionizada sempre após cada período de avaliação, onde permaneceram imersos os corpos de prova. (TAMBURIC; VULETA; OGNJANOVIC, 1993, DUARTE et al., 1996, BRANDÃO, 1999, DUARTE et al., 2000, DUARTE et al., 2003, SANTOS et al., 2005). No entanto, este procedimento não é unanimidade entre os pesquisadores. (ANTHONY; GORDON; DEL RIO, 1982, GORDON; ALEXANDER, 1986, FIDEL et al., 1993, TORABINEJAD et al., 1995, DUARTE et al., 2004, FERREIRA et al., 2004). A escolha de qualquer um dos métodos está na dependência da maneira como se deseja realizar a interpretação dos resultados obtidos. Quando da não

renovação do líquido tem-se sempre um predomínio dos valores, o que facilita a compreensão do desempenho dos materiais ao longo do tempo, enquanto que, quando é empregada a renovação, tem-se condições para determinar em que período ocorreu a maior liberação de íons, visto que o pH está diretamente relacionado com a liberação de íons hidroxila.

Mesmo procurando-se aproximar ao máximo as condições empregadas em clínica às condições do experimento, a extrapolação dos resultados para a determinação do que, realmente, ocorre não pode ser realizada, pois, clinicamente existem muitos fatores que podem ter influência na liberação de íons, alterando o pH dos materiais, o que implicará na alteração dos valores.

Para a avaliação da radiopacidade, a ISO preconiza a utilização de anéis com 10 mm de diâmetro e 1 mm de altura. A mesma metodologia foi utilizada por Torabinejad et al.(1995) e Shah et al. (1996) para avaliação de cimentos retrobturadores. No presente trabalho foram utilizados anéis com 10 mm de diâmetro e 2 mm de altura, de acordo com a norma número 57 da ADA, que se propõe a avaliar materiais obturadores de canais radiculares, McComb e Smith (1976), Almeida, Antonio e Moura (1998). Moraes (1984) também utilizou essa metodologia para avaliação de materiais obturadores com resina epóxica na composição. Como observamos, as metodologias variam quanto à forma de acondicionamento dos materiais. Orfaly, Lilley e Molokhia (1987) compararam a radiopacidade utilizando anéis com espessuras diferentes, encontrando diferenças significantes nos valores da radiopacidade de um mesmo material.

Outra variável a ser discutida é o aparelho de raios-X empregado para a realização do teste de radiopacidade. A norma da ISO e da ADA preconizam que o aparelho de raios-X utilizado deve possuir 60 kV ou 70 kV, com 10 miliamperes e uma distância foco-filme de 40 cm. Moraes (1984) testou a radiopacidade de cimentos epóxicos com diferentes quilovoltagens (50, 60 e 90 kV) e verificou que os valores de radiopacidade dos materiais não foram estatisticamente diferentes, considerando-se cada quilovoltagem. No presente trabalho, foi utilizado um aparelho de 60 kV com 10 miliamperes e uma distância foco-filme de 30 cm.

Outra variável gira em torno do filme a ser utilizado, que pode ser do grupo D ou E, apesar dos filmes do grupo D possuírem grânulos menores, conseqüentemente mais próximos um dos outros, oferecendo melhor qualidade de imagem, não diferem em relação aos valores de radiopacidade, quando comparados aos do grupo E, utilizados no presente trabalho. (KATZ et al., 1990)

Para avaliação dos resultados, foi utilizado o programa Digora 1.51, após o processamento dos filmes e digitalização das imagens, de acordo com Petry et al. (1997) diferentemente de Tanomaru-Filho (2008) que utilizou o programa VIXWIN 2000. Pelo sistema digital, a determinação da radiopacidade ocorre com a quantificação das tonalidades de cinza, variando do preto ao branco, em um total de 256 tons de cinza. Com isso se determina a densidade radiográfica, sendo que 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. Pelo sistema digital se denomina de densidade radiográfica. (COCLETI, 1999).

Manson-Hing (1961) verificou que a radiopacidade do alumínio se assemelhava a da dentina e outros autores (ELIASSON; HAASKEN, 1979) propuseram que os valores obtidos em densidade óticas fossem convertidos em mm de alumínio, colocando uma escala de alumínio, denominada de penetrômetro, juntamente com os corpos de prova, sobre o filme radiográfico no momento da exposição dos raios-X. Em dias atuais, tanto a ISO como a ADA estipulam os valores mínimos de radiopacidade de um material em mm de alumínio.

5.2 Dos resultados

Para análise do pH, diversos estudos foram realizados com a utilização de tubos de polietileno para simulação de condição clínica; no presente estudo, foi utilizado dentes de acrílico para simular condições *in vivo* de cavidades retrógradas.

Todos os grupos apresentaram valores alcalinos, principalmente no período de 3 e 24 horas. Isso se deve ao fato de, no período de 3 horas, o material ainda não ter tomado presa, o que libera maior quantidade de íons hidroxila, aumentando o valor do pH. Já para o período de 24 horas, apresentou-se semelhante valor alcalino, devido à sua maior permanência na água, mesmo com sua presa finalizada. Nos períodos de 72 e 168 horas, houve a manutenção dos valores de pH, uma vez que o material permaneceu maior tempo em contato com o líquido, porém, com a presa já finalizada. Sabendo disso, podemos relacionar uma propriedade muito importante, o tempo de presa. É interessante que um material não tenha presa imediata, ainda mais quando tenha substâncias importantes para o organismo como o hidróxido de cálcio. Nesses casos, é interessante que tenha uma presa não tão rápida, fazendo com que o material possa liberar substâncias importantes. Outra propriedade importante a ser considerada nesse momento, é a solubilidade. O material não deve ser insolúvel, para que possa ser liberado íons cálcio e hidroxila. Mas, ao mesmo tempo, não pode ter solubilidade exagerada, uma vez que pode deslocar da cavidade e promover infiltração.

O cimento Portland puro apresentou valores próximos a 8, assim como trabalhos de Duarte et al., 2003, Duarte et al., 2005, Duarte (2010). Trabalhos de Torabinejad et al., (1995) obtiveram maiores valores de pH, porém os corpos de prova utilizados na pesquisa eram maiores, enquanto que na presente pesquisa, utilizamos dentes de acrílico, onde a área de contato do material com a água era menor, o que possivelmente explica as diferenças de resultados.

O cimento AH Plus apresenta valores de pH semelhantes aos apresentados por Duarte et al., (2004).

Com relação à radiopacidade, de acordo com Duarte et al., (2010) o AH Plus puro apresentou-se com maior radiopacidade do que a dentina, um valor de 6,99mm de Al, e a dentina, apresentou um valor de 1,92mm de Al. A partir desses valores, podemos concluir que quanto maior a quantidade de AH Plus puro nas proporções avaliadas neste estudo, maior sua radiopacidade. No presente trabalho, o grupo controle no qual foi testado o cimento AH Plus puro, obtivemos o valor de 16 mm de alumínio. Essa discrepância nos valores possivelmente se explica pela espessura do anel utilizado para a realização

das pesquisas. No presente trabalho, foram utilizados anéis de 2 mm, enquanto que Duarte et al. (2010) utilizaram anéis de 1 mm de espessura. Também deve-se levar em consideração a altura do anel; as recomendações da ISO para os anéis é de 1mm de altura, enquanto que a norma número 57 da ADA preconiza anéis de 2mm, norma utilizada pelo trabalho e que também justifica maior radiopacidade.

Na presente pesquisa, todos os grupos apresentaram valores de radiopacidade superiores ao da dentina, aumentando progressivamente de acordo com o aumento da quantidade de AH Plus na proporção. Todos os grupos apresentaram valores de radiopacidade acima da recomendada pela ADA, a qual preconiza 3 mm de alumínio. O cimento Portland puro apresentou valores inferiores se comparado com o AH Plus, mas acima da dentina e das recomendações da ADA, de acordo com Duarte et al (2009), Bortoluzzi et al. (2009) e Duarte (2010).

Novos trabalhos devem ser realizados com a finalidade de testar outras propriedades físicas, químicas e mecânicas da associação do cimento Portland ao AH Plus em diferentes proporções, assim como avaliar as propriedades biológicas, para que se possa determinar qual a proporção ideal da associação, com o objetivo de melhorar propriedades de manipulação e inserção do material na cavidade.

6. Conclusões

Baseado na metodologia empregada e nos resultados da presente pesquisa, pode-se concluir que:

- Em relação a radiopacidade, os grupos com menor quantidade de AH Plus apresentaram menores valores de pH, enquanto que maiores concentrações de AH plus, apresentaram maiores valores. grupos estudados apresentaram radiopacidade maior que a dentina e as recomendações da ADA.

REFERÊNCIAS

ALFREDO E, SILVA SR, OZÓRIO JE, SOUSA-NETO MD, BRUGNERA-JÚNIOR A, SILVA-SOUSA YT. Bond strength of AH Plus and Epiphany sealers on root dentine irradiated with 980 nm diode laser. **Int Endod J**. 2008 Sep;41(9):733-40.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. **Council on Dental Materials**. Specification #57 for Endodontic Filling Materials. Chicago, p. 147-169, 1984.

BERNABÉ, P. F. E.; HOLLAND, R. Cirurgia paraendodôntica: como praticá-la com embasamento científico. In: ESTRELA, C. **Ciência endodôntica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. cap.16, p. 657-797.

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

BRAMANTE, C.; BERBERT, A. **Cirurgia paraendodôntica**. 2. ed. Ed. Santos: São Paulo, 2003.

BUENO C. E. et al. Study of the bismuth oxide concentration required to provide Portland cement with adequate radiopacity for endodontic use. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 107, n. 1, p. 65-69e, Mar 2009.

CAMILLERI, J. et al. The constitution of mineral trioxide aggregate. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 21, n. 4, p. 297-303, Apr. 2005.

CAMILLERI, J. Hydration characteristics of calcium silicate cement with alternatives radiopacifiers used as root-end filling materials. **J Endod**, Chicago, v. 36, n. 3, p. 502-508, Mar 2010.

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

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.; DEMARCHI, A. C. C. O.; MORAES, I. G. Determination of pH and calcium ion release provided by pure and calcium hydroxide-containing AH Plus. **Int Endod J**, Oxford, v. 37, n. 1, p. 42-45, Jan. 2004.

DUARTE, M.A. et al. Radiopacity of Portland cement associated with different radiopacifying agents. **J Endod**, Chicago, v. 35, n. 5, p. 737-40, Mai 2009.

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

ESTRELA, C.; PESCE, H.F. Chemical analysis of the liberation of calcium and hydroxyl ions from calcium hydroxide pastes in connective tissue in the dog-- Part I. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 7, n. 1, p. 41-46, 1994.

FERREIRA, M. B. et al. Análise de espectrometria de fluorescência de raios-x e difratometria de raios-x dos cimentos MTA, CPM e CPM Sealer. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 19, p. 165, Supplement (Proceedings of the 22^a Annual SBPqO Meeting) 2005. Resumo Pb 065. Apresentado na 22^a Reunião Anual da SBPqO, Águas de Lindóia, set. 2005.

FUNTEAS, U. R.; WALLACE, J. A.; FOCHTMAN, F. W. A comparative analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. **J Endod**, Chicago, v. 28; n. 3; p. 259; Mar. 2002./Abstract n. 21/

GARTNER, A. H.; DORN, S.O. Advances in endodontic surgery. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 36, n. 2, p. 357-378, Apr. 1992.

GOMES-FILHO, J. E. et al. Mineral trioxide aggregate but not light-cure mineral trioxide aggregate stimulated mineralization. **J Endod**, Chicago, v. 34, n. 1, p. 62-65, Jan 2008.

HOLLAND, R. et al. Agregado de trióxido mineral y cement Portland en la obturación de conductos radiculares de perro. **Endodoncia**, México, v. 19, n. 4, p. 275-280, oct./dic. 2001c.

HOLLAND, R. et al. Calcium salts in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide-containing sealers. **J Endod**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 173-176, Mar. 2002.

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

HOLLAND, R. et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. **J Endod**, Chicago, v. 25, n. 3, p. 161-166, Mar. 1999.

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

INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION. **Dental root canal sealing materials**. Geneve, 1986.

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

JACOBOVITZ, M.; DE LIMA, R. K. Treatment of inflammatory internal resorption with mineral trioxide aggregate: a case report. **Int Endod J**, Oxford, v. 41, n. 10, p. 905-912, Oct. 2008.

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

LEONARDO MR, ROSSI MA, BONIFÁCIO KC, DA SILVA LA, ASSED S. Scanning electron microscopy of the apical structure of human teeth. **Ultrastruct Pathol**. v.31, n.4. p. 321-5, Jul-Aug 2007.

LEONARDO, M.R. **Endodontia: tratamento de canais radiculares**. 4 ed. São Paulo. Artes Médicas, 2005.

LUIZ, M. **Avaliação do reparo apical e periapical em dentes de cães com lesão periapical após obturações retrógrada com diferentes materiais retrobturadores**. 2002. 193p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual de São Paulo, Araraquara, 2002.

MARCOTTE, L. R.; DOWSON, J.; ROWE, N. H. Apical healing with retrofilling materials amalgam and gutta-percha. **J Endod**, Chicago, v. 2, n. 1, p. 63-65, Feb. 1975.

MESSING, J. J. The use of amalgam in endodontic surgery. **J Br Endod Soc**, London, v. 2, n. 1, p. 34-36, Autumm 1967.

NUNES VH, SILVA RG, ALFREDO E, SOUSA-NETO MD, SILVA-SOUSA YT. Adhesion of Epiphany and AH Plus sealers to human root dentin treated with different solutions. **Braz Dent J**. 2008;19(1):46-50.

OLIVEIRA, T. M. et al. Mineral trioxide aggregate as an alternative treatment for intruded permanent teeth, with root resorption and incomplete apex formation. **Dent Traumatol**, Copenhagen, v. 24, n. 5, p. 565-568, Oct. 2008.

PACE, R.; GIULIANI, V.; PAGAVINO, G. Mineral trioxide aggregate as repair material for furcal perforation: case series. **J Endod**, Chicago, v. 34, n. 9, p. 1130-1133; Sept. 1975.

PARIROKH, M.; TORABINEJAD, M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. **J Endod**, Chicago, v. 36, n.1, p. 16-27, Jan 2010.

RUD, J.; ANDREASSEN, J. O.; JENSEN, J. E. A follow-up study of 1000 cases treated by endodontic surgery. **Int J Oral Surg**, Copenhagen, v. 4, n. 1, p. 215-228, Feb. 1972.

SAIDON, J. et al. Tissue reaction to implanted mineral trioxide aggregate or Portland cement. **J Endod**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 247, Mar 2002. /Abstract n.52/

SRINIVASAN, V.; WATERHOUSE, P.; WHITWORTH, J. Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. **Int Paediatr Dent**, Oxford, v. 19, n. 1, p. 34-47, Jan. 2009.

TANOMARU-FILHO, M. Capacidade seladora de diferentes cimentos endodônticos em obturações retrógradas. **Rev Fac Odontol Lins**, Lins, v. 2, p. 58-61, 1998.

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

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

VASCONCELOS, B. C. **Avaliação de algumas propriedades físico-químicas de cimentos retrobturadores à base de agregado trióxido mineral e de um cimento epóxico experimental**. 2006. 162p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2006.

VIVAN, R.R. et al. Evaluation of radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. 108, n. 12, p. 35-38e, Mar. 2009.

VIVAN, R.R. et al. Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v. xx, n. x, p. xx, 2010 *in press*.

WUCHERPFENNING, A. L.; GREEN, D. B. Mineral trioxide vs Portland cement: two biocompatible filling materials. **J Endod**, Chicago, v. 25, n. 4 p. 308, Apr. 1999. /Abstract n. 40/