

Influência do tempo de exposição e da kVp na radiopacidade de cimentos endodônticos

Influence of time exposure and kVp on endodontics sealers radiopacity

Ivan Brondi Carvalho Filho (in memoriam)*

Maria Luiza dos Anjos Pontual**

Helen Jamil Khoury***

Andréa dos Anjos Pontual****

Karina Lopes Devito*****

Márcia Maria da Fonseca Silveira*****

Resumo

Este estudo avaliou a radiopacidade dos cimentos endodônticos FillCana[®], Apexi[®], Vidrion Endo[®] e Endométhasone[®], variando o tempo de exposição (0,3 e 0,4s) e quilovoltagem (50 e 70 kVp). Para cada material estudado foram confeccionados cinco corpos-de-prova, os quais foram radiografados, juntamente com um dente, nos tempos de exposição e quilovoltagens determinados. Em cada imagem do corpo-de-prova e do dente foram realizadas cinco medidas da densidade óptica. Foram utilizados os testes de Kruskal-Wallis, para avaliar a influência dos fatores quilovoltagem, tempo de exposição e cimento, e de Mann-Whitney, para comparações múltiplas ($p < 0,05$). Nas condições avaliadas, todos os materiais foram mais radiopacos que o dente. Com exceção do Endométhasone[®], que apresentou radiopacidade inferior em relação aos demais materiais nos dois tempos de exposição estudados, não houve diferença significativa entre os outros cimentos endodônticos avaliados quando a quilovoltagem empregada foi de 50 kVp. Quando os materiais foram expostos utilizando-se a quilovoltagem de 70 kVp, houve maior densidade óptica para o tempo 0,4 s e, nos dois tempos de exposição empregados, os valores de densidade apresentados pelos cimentos Vidrion Endo[®] e FillCana[®] e Endométhasone[®] e Apexi[®] foram semelhantes. Concluiu-se que o fator quilovoltagem apresentou maior influência na radiopacidade dos materiais do que o tempo de exposição. Da mesma forma, pode-se dizer que a quilovoltagem de 70 kVp permite que a radiopacidade do material se diferencie pela densidade e composição deste.

Palavras-chave: Radiografia. Cimentos dentários. Propriedades físicas. Quilovoltagem.

Introdução

A endodontia é uma das especialidades que mais utilizam o diagnóstico radiográfico, o que inclui a avaliação da obturação dos canais radiculares¹, porque o selamento hermético permanente do sistema de canais radiculares é o principal objetivo de um tratamento endodôntico, evitando que atue como possível foco de infecção². Para conseguir tal selamento faz-se necessário, além de excelentes técnicas, o uso de bons materiais obturadores, que satisfaçam às propriedades biológicas e físico-químicas³.

Um material obturador ideal deve ser biocompatível com os tecidos pulpare e periapicais; impermeável; bacteriostático ou bactericida; não corante; insolúvel aos fluidos teciduais; aderente à dentina e aos materiais sólidos do núcleo; solúvel em solventes comuns a fim de facilitar sua remoção^{2,4} e radiopaco⁵⁻⁷.

A radiopacidade é uma propriedade física particularmente importante para a detecção de obturação de canais laterais, deltas apicais, reabsorções internas e para monitorar a reabsorção dos cimentos nos casos de extravasamento apical^{2,5}. Dessa forma, a radiopacidade dos cones principais e secundários e do cimento endodôntico é uma propriedade que possui papel importante na avaliação de obturações, distinguindo-as da dentina e do osso alveolar^{5,6}, permitindo a avaliação da qualidade da mesma^{5,6,8,9} e preservação do tratamento^{6,8}. Segundo Beyer-Olsen e Orstavik⁵ (1981), a radiopacidade de

* Mestre em Endodontia pela Faculdade de Odontologia de Pernambuco (UPE).

** Professora da disciplina de Radiologia Odontológica do Departamento de Clínica e Odontologia Social da Universidade Federal da Paraíba (UFPB).

*** Professora da área de Dosimetria e Instrumentação Nuclear do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

**** Doutora em Radiologia Odontológica pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp.

***** Professora da disciplina de Radiologia do curso de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF).

***** Professora do Departamento de Medicina Oral da Faculdade de Odontologia de Pernambuco (UPE).

diferentes meios de contraste está na dependência da qualidade do feixe de raios X, podendo ser afetada pela variação da quilovoltagem. Já a densidade da imagem radiográfica depende da quantidade de raios X, determinada pelo tempo de exposição, miliamperagem e, em parte, pela quilovoltagem¹⁰.

De acordo com a especificação nº 6876 da International Organization for Standardization (ISO) e nº 57 da American Dental Association (2000), os cimentos endodônticos devem possuir uma radiopacidade maior ou igual a 3 e 2 mm de alumínio, respectivamente⁹. Há na literatura estudos sobre a radiopacidade de cimentos endodônticos utilizando condições padronizadas de exposição e processamento, com o objetivo de comparar as densidades dos cimentos endodônticos¹⁻³. Foram realizadas ainda pesquisas que fixam os valores de densidade em milímetros de alumínio, com o objetivo de eliminar fatores ligados à formação da imagem, verificando se os cimentos se encontram dentro da norma da ADA ou da ISO⁶⁻⁹. Ademais, em alguns trabalhos fo-

ram estudados valores de radiopacidade de cimentos endodônticos em sistemas digitais semidiretos⁸ e indiretos¹¹.

Entretanto, são escassos estudos sobre a influência de fatores de obtenção da imagem radiográfica na radiopacidade dos cimentos endodônticos. Destarte, foi objetivo deste trabalho avaliar a radiopacidade dos cimentos endodônticos Fillcanal[®], Apexit[®], Vidrion Endo[®] e Endométhasone[®] nas quilovoltagens 50 e 70 kVp e nos tempos de exposição de 0,3 e 0,4s.

Materiais e método

Foram utilizados quatro cimentos endodônticos (Quadro 1): Fillcanal[®] (DG-Ligas Odontológicas, Catumbi, SP, Brasil), Apexit[®] (Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vidrion Endo[®] (S.S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e Endométhasone[®] (Septodont, Barueri, SP, Brasil).

Quadro 1 - Composição dos cimentos endodônticos utilizados no presente estudo

Material	Composição			
	Pó/base		Líquido/ativador	
Vidrion endo [®]	Ionômero de vidro		Água destilada	
Apexit [®]	Hidróxido de cálcio	0,319 g	Salicilato de trimetilhexanodiol	0,250 g
	Colofônia hidrogenada	0,315 g	Carbonato básico	0,182 g
	Dióxido de silício altamente disperso (silanizado)	0,081 g	Óxido de bismuto	0,182 g
	Parafinol	0,072 g	Dióxido de silício altamente disperso (silanizado)	0,150 g
	Óxido de cálcio	0,056 g	Salicilato de 1.3 butanodiol	0,114 g
	Óxido de zinco	0,055 g	Colofonia hidrogenada	0,054 g
	Fosfato tricálcico	0,041 g	Fosfato tricálcico	0,050 g
	Polimetilsiloxano	0,025 g	Estearato de zinco	0,014 g
	Estearato de zinco	0,023 g	Alquiester de ácido fosfórico	0,004 g
	Alquiester de ácido fosfórico	0,009 g		
Corantes	0,004 g			
Fillcanal [®]	Protóxido de zinco p.a	40,5 g	Eugenol	5 cm ³
	Resina hidrogenada (<i>Stay belite</i>)	28 g	Óleo de amêndoas doce	1 cm ³
	Subcarboneto de bismuto	16 g		
	Sulfato de bário	15 g		
	Borato de sódio anidro p.a	0,5 g		
Endométhasone [®]	Dexametasona	0,01 g	Eugenol	91 ml
	Acetato de hidrocortizona	1,00 g	Essência de menta anis estrelado c. s. p.	100 ml
	Tinol iodado	25,00 g		
	Paraformaldeído	2,20 g		
	Excipiente radiopaco c. s. p.	100,00 g		

Confecção dos corpos-de-prova

Para cada material estudado foram confeccionados cinco corpos-de-prova. Os cimentos foram espaturados segundo as recomendações do fabricante e inseridos em incrementos na parte central de matrizes plásticas semi-rígidas de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, segundo especificação nº 57 da American Dental Association¹² (2000). Para evitar a inclusão de bolhas de ar foi utilizado um vibrador em cada incremento até que houvesse o preenchimento completo da cavidade. Após a inserção dos cimentos, os corpos-de-prova tiveram suas superfícies externas aplainadas com espátula e foram armazenados em temperatura ambiente até a obtenção da presa total dos cimentos.

Seleção dos tempos de exposição

Para a seleção dos tempos de exposição foram realizados testes prévios. Filmes radiográficos E-Speed[®] (Eastman Kodak, Rochester, EUA), de sensibilidade E, foram expostos pelos aparelhos de raios X Spectro II[®] com 50 kVp (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), e 70 X[®] (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), operando a 70 kVp, ambos com 10 mA, filtração total de 2,5 mm de alumínio, a uma distância foco-filme de 40 cm. Dessa forma, foram obtidas radiografias de um dente canino humano, variando o tempo de exposição de 0,1 a 0,8s.

A seleção dos tempos de exposição foi realizada pela avaliação subjetiva das imagens por três ra-

diologistas. Cada radiologista elegeu, no grupo de imagens de cada aparelho, a radiografia que apresentava melhor visualização e distinção dos tecidos dentários. Quando não era constatada diferença entre a qualidade subjetiva da imagem em dois tempos de exposição, o menor tempo de exposição foi selecionado. A partir da análise dos observadores, determinou-se o tempo de 0,3 e 0,4s.

Obtenção das radiografias

Após a presa total dos materiais, que se deu em torno de 48h, em cada um dos aparelhos, os corpos-de-prova foram expostos utilizando-se os fatores descritos anteriormente. Os espécimes foram posicionados em número de dois em cada filme radiográfico, ao passo que o quinto corpo-de-prova foi posicionado com um dente canino humano. Posteriormente, os filmes foram processados em solução processadora Kodak[®] (Kodak, Eastman, Rochester, EUA) pelo método temperatura/tempo e secados em ambiente isento de poeira.

Mensuração das densidades ópticas

Em cada imagem do corpo-de-prova e da dentina da porção radicular do dente canino humano (Fig. 1) foram obtidas, em diferentes pontos aleatórios, cinco medidas da densidade óptica por meio de um fotodensitômetro Macbeth TD 931 (Kollmorgen Instruments, New Windsor, NY, EUA), calibrado com base nas especificações do fabricante.

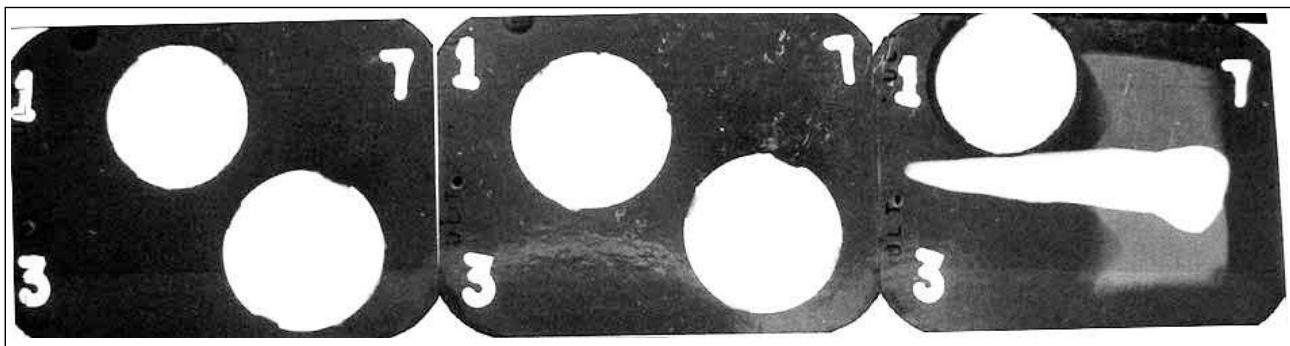


Figura 1 - Radiografias do dente e dos corpos-de-prova de um dos grupos estudados numa mesma quilovoltagem e tempo de exposição

Teste estatístico

Com as medidas foram calculadas as médias, as quais foram submetidas ao teste estatístico. Utilizaram-se os testes de Kruskal-Wallis para avaliar a influência dos fatores quilovoltagem, cimento e o tempo de exposição, e de Mann-Whitney, para comparações múltiplas com nível de significância de 5%.

Resultados

A Tabela 1 demonstra a influência da quilovoltagem nas densidades ópticas dos cimentos endodônticos estudados nos tempos 0,3 e 0,4s, respectivamente. A média da densidade óptica foi significativamente maior no dente (0,06), comparativamente aos cimentos endodônticos, em todas as condições estudadas, indicando que o dente apresentou menor radiopacidade do que os materiais. Com exceção do

Endométhasone[®] (0,02), que apresentou radiopacidade significativamente inferior em relação aos demais materiais (0,01), não houve diferença significativa entre as densidades ópticas dos materiais na quilovoltagem de 50 kVp nos dois tempos de exposição avaliados. No menor tempo de exposição, apenas o cimento Vidrion Endo[®] mostrou densidade óptica semelhante em ambas quilovoltagens e, no maior tempo de exposição, todos os cimentos endodônticos apresentaram radiopacidade significativamente superior na quilovoltagem de 50 kVp.

Tabela 1 - Médias das densidades ópticas dos cimentos endodônticos estudados nas quilovoltagens 50 e 70 kVp nos tempos de exposição 0,3 e 0,4s

Tempo de exposição	Cimentos	Quilovoltagens	
		50 kvp	70 kvp
0,3s	Dente	0,06 aA	0,13 aB
	Vidrion Endo [®]	0,01 cA	0,01 cA
	Apexit [®]	0,01 cA	0,03 bB
	Fillcanal [®]	0,01 cA	0,02 cB
	Endométhasone [®]	0,02 bA	0,03 bB
0,4s	Dente	0,08 aA	0,23aB
	Vidrion Endo [®]	0,01 cA	0,02 cB
	Apexit [®]	0,01 cA	0,05 bB
	Fillcanal [®]	0,01 cA	0,03 cB
	Endométhasone [®]	0,02 bA	0,04 bB

Letras minúsculas diferem entre si ao nível de significância de 5% na mesma coluna.
Letras maiúsculas diferem entre si ao nível de significância de 5% na mesma linha.

Quando os materiais foram expostos utilizando-se a quilovoltagem de 70 kVp, as radiopacidades dos cimentos Vidrion Endo[®] e Fillcanal[®] foram semelhantes e maiores do que as do Apexit[®] e Endométhasone[®], os quais também foram semelhantes em ambos os tempos estudados.

A Tabela 2 apresenta as comparações das médias da densidade óptica, de acordo com o tempo de exposição, controlando-se o tipo de cimento e quilovoltagem. Verifica-se que a variação do tempo de exposição alterou a densidade óptica dos cimentos de forma estatisticamente significativa quando empregada a quilovoltagem de 70 kVp, o que não ocorreu com a quilovoltagem de 50 kVp.

Tabela 2 - Comparação das médias da densidade óptica, de acordo com o tempo de exposição, controlando-se o tipo de cimento e kVp

Cimento	Kvp	Tempo	Média	Mediana	Valor p
Dente	50	0,3	0,06	0,05	0,049*
		0,4	0,08	0,08	
	70	0,3	0,13	0,13	0,008*
Vidrion endo [®]	50	0,3	0,01	0,01	1,000
		0,4	0,01	0,01	
	70	0,3	0,01	0,01	0,042*
Apexit [®]	50	0,3	0,01	0,01	1,000
		0,4	0,01	0,01	
	70	0,3	0,03	0,03	0,004*
Fillcanal [®]	50	0,3	0,01	0,01	1,000
		0,4	0,01	0,01	
	70	0,3	0,02	0,02	0,004*
Endométhasone [®]	50	0,3	0,02	0,02	1,000
		0,4	0,02	0,02	
	70	0,3	0,03	0,03	0,007*
		0,4	0,04	0,04	

* Médias diferem significativamente entre si para valores de p < 0,05.

Discussão

A radiopacidade é uma propriedade física particularmente importante na avaliação de obturação de canais laterais, deltas apicais, reabsorções internas e para monitoração de reabsorção dos cimentos nos casos de extravasamento apical^{4,7}. O grau de radiopacidade ideal para os cimentos endodônticos deve ser acima da radiopacidade da dentina e semelhante à do esmalte⁵. Por outro lado, Bodrumlu et al.⁶ (2007) e Carvalho-Junior et al.⁸ (2007) afirmam que a radiopacidade dos cimentos endodônticos deve ser suficiente para permitir a distinção entre o material e as estruturas anatômicas circunjacentes, facilitando a avaliação da qualidade do tratamento endodôntico por meio de exame radiográfico. Segundo Sabbagh et al.¹³ (2004), diferenças nos testes metodológicos sobre radiopacidade de materiais dentários tornam as comparações difíceis entre os estudos. Além de mudanças na formulação de materiais dentários, outras variáveis, como a sensibilidade dos filmes radiográficos ou solução processadora (temperatura e tempo de fabricação), podem influenciar os resultados de estudos que avaliam materiais^{13,14}. No presente trabalho, realizou-se a mensuração da densidade óptica por ser um método que oferece poucas variações¹³.

A maior radiopacidade dos materiais em relação ao dente, nas diversas condições estudadas, está de acordo com as afirmações de Carvalho-Junior et al.⁸ (2007) e Tanomaru-Filho et al.⁹ (2008), os quais afirmam que radiopacidade de um cimento endodôntico

deve permitir a distinção entre tecido ósseo e dentário.

De acordo com Langland e Langlais¹⁰ (2002), a radiopacidade é influenciada por fatores primários e secundários. Os fatores primários incluem a miliampereagem, o tempo de exposição, a quilovoltagem e a distância foco-filme, ao passo que os secundários são as condições de processamento, tipo de filme, intensidade das placas intensificadoras e grades antidifusoras. No presente trabalho foram avaliados os fatores exposição e quilovoltagem. As quilovoltagens 50 e 70 kVp foram escolhidas por serem os extremos utilizados na radiologia odontológica e por estarem dentro dos valores de quilovoltagem recomendados pela portaria 453 do Ministério da Saúde¹⁵. Já em relação aos tempos de exposição, foram escolhidos de acordo com testes prévios.

Comparando-se as imagens resultantes do emprego das quilovoltagens utilizadas no presente estudo, observou-se que, nos dois tempos de exposição avaliados, a quilovoltagem 50 kVp resultou em menor densidade óptica para os cimentos e o dente. Isso pode ser explicado pelo maior comprimento de onda e conseqüente menor poder de penetração dos raios X¹². Já, em relação aos dois tempos de exposição, não houve diferença na densidade óptica dos materiais, excetuando-se o Endométhasone®, que apresentou densidade óptica significativamente maior em relação aos demais materiais, tanto quando exposto com 0,3, como com 0,4s. Todavia, com relação ao tempo de exposição, o Endométhasone® não apresentou diferença significativa com 50 kVp nos dois tempos estudados.

Quando foi utilizado 70 kVp, houve diferença significativa na densidade entre os cimentos endodônticos estudados. Os cimentos Vidrion Endo® e Fillcanal® apresentaram densidades semelhantes e menores em relação aos cimentos Apexit® e Endométhasone®, que também apresentaram densidades semelhantes. Além disso, a variação apenas do tempo de exposição causou diferença significativa da densidade óptica de um mesmo material, sendo significativamente maior no tempo 0,4s. Esses resultados podem ser explicados pelo maior poder de penetração dos feixes de raios X causado pelo aumento da quilovoltagem, deixando o fator número atômico e densidade do cimento endodôntico interferir na radiopacidade do material¹².

Segundo Beyer-Olsen e Orstavik⁵ (1981), elementos como prata, chumbo, iodo, bário e bismuto, quando adicionados aos cimentos endodônticos, oferecem-lhes um ótimo contraste radiográfico. Os materiais Vidrion Endo® e Fillcanal® foram os que apresentaram menor densidade óptica, ou seja, maior radiopacidade. A grande radiopacidade do Fillcanal® também foi encontrada por Almeida et

al.² (1998) e Silva et al.³ (1994), que justificaram o resultado em razão da presença de sulfato de bário, um excelente contrastante, e do subcarbonato de bismuto, o qual possui elevado peso atômico. Outro fator é a homogeneidade do material em razão do menor tamanho da partícula deste cimento¹⁶.

Apesar de a radiopacidade do Fillcanal®, em comparação com os demais cimentos estudados, estar de acordo com a literatura, verificou-se que os valores da densidade óptica são menores que os encontrados por Almeida et al.² (1998) e Silva et al.³ (1994), o que pode ser explicado pelo maior tempo de exposição (1s) utilizado nesses estudos.

Conclusões

- Todos os cimentos endodônticos estudados apresentam radiopacidade superior à dentina radicular.
- O fator quilovoltagem é soberano ao fator tempo de exposição no que diz respeito à diferenciação entre a radiopacidade dos cimentos endodônticos.

Abstract

This study evaluated the radiopacity of the following endodontic sealers Fillcanal®, Apexit®, Vidrion Endo® and Endomethasone®, varying exposure times (0.3 and 0.4s) and kilovoltage (50 and 70 kVp). For each material studied, five test specimens were made, which were radiographed together with a tooth, at the exposure times and kilovoltages determined. Five optic density measurements were made in each test specimen and tooth image. The Kruskal-Wallis test was used to assess the influence of the kilovoltage factors, exposure time and sealer, and the Mann-Whitney test for multiple comparisons ($p < 0.05$). Under the assessed conditions, all the materials were more radiopaque than the tooth. With exception of Endomethasone™, which presented lower radiopacity in comparison with the other materials at the two studied exposure times, there was no significant difference among the endodontic sealers evaluated when kilovoltage of 50 kVp was employed. When the materials were exposed, using a kilovoltage of 70 kVp, there was higher optic density for time 0.4s, and at the two exposure times used, the density values among the sealers Vidrion Endo™ and Fillcanal™, and Endomethasone™ and Apexit™ were similar. It was concluded that the kilovoltage factor showed greater influence on radiopacity of the materials than the time exposure. In the same way, kilovoltage of 70 kVp was said to allow the material radiopacity is differentiated by its density and composition.

Key words: Radiography. Dental cements. Physical properties. Kilovoltage.

Referências

1. Petry AE, Salles AA, Kilian L, Vidor M, Figueiredo JAP. Evaluation of endodontic sealer radiopacity using digitized imaging equipment. *Braz Endod* 1997; 2(1):24-8.
2. Almeida PM, Antonio MPS, Moura AAM. Estudo comparativo da radiopacidade de quatro cimentos obturadores de canais radiculares. *Rev Inst Ciênc Saúde* 1998; 16(27):27-30.
3. Silva RG, Savioli RN, Cruz Filho AM, Pécora JD. Estudo da estabilidade dimensional, solubilidade e desintegração e radiopacidade de alguns cimentos obturadores dos canais radiculares do tipo grossman. *Rev ABO Nac* 1994; 2(1):40-3.
4. Ray H, Seltzer S. A new glass ionomer root canal sealer. *J Endodon* 1991; 17(12):598-603.
5. Beyer-Olsen EM, Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1981; 51:320-8.
6. Bodrumlu E, Sumer AP, Gungor K. Radiopacity of a new root canal sealer, Epiphany. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104(5):59-61.
7. Ono K, Matsumoto K. Physical properties of CH61, a newly developed root canal sealer. *J Endodon* 1998; 24(4):244-7.
8. Carvalho-Junior JR, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhorette MA, Consani S, Sousa-Neto MD. Radiopacity of root filling materials using digital radiography. *Int Endod J* 2007; 40(7):514-20.
9. Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Tanomaru JM, Gonçalves M. Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide - and glass-ionomer-based root canal sealers. *Int Endod J* 2008; 41(1):50-3.
10. Langland OE, Langlais R. Princípios do Diagnóstico por Imagem em Odontologia. São Paulo: Santos; 2002. p. 50-5.
11. Baksi Akdeniz BG, Eyüboğlu TF, Sen BH, Erdilek N. The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103(1):138-41.
12. ANSI/ADA (2000). Specification No. 57. Endodontic Sealing Material. Chicago. II: ANSI/ADA.
13. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Oper Dent* 2004; 29(6):677-84.
14. Pontual MLA, Silveira MMF. Avaliação subjetiva da imagem radiográfica quanto aos tipos de filmes periapicais e tempo de revelação. *Odontol Clínico-Cient* 2002; 1(1):29-33.
15. Brasil. Portaria 453. Diretrizes de proteção radiológica e radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Secretaria de Vigilância Sanitária, Ministério da Saúde; 1998.
16. Fragola A, Pascal S, Rosengarten M, Smith A, Blachman H. The effect of varying particle size of the components of Grossman's cement. *J Endod* 1979; 5(11):336-9.

Endereço para correspondência

Maria Luiza dos Anjos Pontual
Rua Guerra de Holanda 79, Casa Forte
52061-010 Recife - PE
Fone: (81) 3268-6201
E-mail: mlpontual@gmail.com

Recebido: 26/11/2007 Aceito: 26/03/2008