

## Radiopacidade de diferentes cimentos resinosos utilizando imagem digital direta

Francielle Silvestre Verner\*  
Maria Augusta Portella Guedes Visconti\*  
Maria Elizabeth Marques Nogueira Martins\*\*  
Luciana Andrea Salvio\*\*  
Fabíola Pessôa Pereira Leite\*\*  
Karina Lopes Devito\*\*

### RESUMO

A radiopacidade é uma propriedade física desejável aos agentes cimentantes. Segundo o padrão ISO 4049, estes materiais devem ser mais radiopacos do que a dentina. Neste estudo determinou-se a radiopacidade de quatro cimentos resinosos (Panavia™ F 2.0, Enforce® Flúor, Clearfil® Esthetic Cement e RelyX™ ARC) comparados ao cimento padrão fosfato de zinco e às estruturas dentais humanas. Foram radiografados um corpo de prova de cada material, uma escala de densidade de alumínio e três cortes longitudinais de molares humanos hígidos, por meio de um sistema de radiografia digital direto. Os cimentos resinosos foram fotopolimerizados com luz halógena e luz LED. Foram realizadas medidas de densidade óptica por meio do software Adobe Photoshop®. Os valores de radiopacidade dos agentes cimentantes foram expressos em espessura de alumínio. A análise de variância indicou diferença significativa entre os valores de radiopacidade dos materiais testados, exceto na comparação entre RelyX™ ARC e Clearfil® Esthetic Cement, que não diferiram entre si. O resultado foi o mesmo independente do tipo de luz utilizada para polimerização. Dos cimentos resinosos o Enforce® Flúor foi o mais radiopaco e o Panavia™ F 2.0 apresentou o menor valor de radiopacidade. Os cimentos resinosos testados apresentaram radiopacidade inferior à do cimento fosfato de zinco, no entanto todos atingiram o limite mínimo estabelecido pelo padrão ISO 4049.

**Palavras-chave:** Cimentos de resina. Radiografia digital. Esmalte dentário. Dentina. Fotopolimerização.

### 1 INTRODUÇÃO

Os agentes cimentantes são materiais utilizados para cimentação e selamento de restaurações e próteses dentárias (ATTAR; TAM; McCOMB, 2003; TSUGE, 2009). Por mais de um século, o cimento fosfato de zinco tem sido o agente cimentante mais usado no mundo (FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000; ATTAR; TAM; McCOMB, 2003), apesar de apresentar algumas desvantagens, como elevada solubilidade clínica, adesão fraca às estruturas dentais e pH ácido (TSUGE, 2009). Com o intuito de se aumentar o sucesso clínico, nos últimos anos, novos agentes cimentantes, em particular aqueles com capacidade adesiva, estão sendo introduzidos no mercado (ATTAR; TAM; McCOMB, 2003; FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000; RUBO; EL-MOWAFY, 1998; SHAH et al., 1997; TSUGE, 2009).

Os agentes cimentantes resinosos atuais possuem elevadas propriedades mecânicas e têm demonstrado um aumento na capacidade retentiva, além de serem extremamente estéticos na cimentação de facetas de porcelana, coroas cerâmicas e restaurações indiretas de cerâmica ou resina composta (ATTAR; TAM; McCOMB, 2003; CRUVINEL et al., 2007; RASIMICK et al., 2007).

Dentre as propriedades físicas que os agentes cimentantes devem apresentar, está a radiopacidade. Esta deve ser sempre superior àquela apresentada pelas estruturas dentais (esmalte e dentina) (DEVITO; ORTEGA; HAITER-NETO, 2004; HARA et al., 2001; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006; TAKESHITA et al., 2004), para que se consiga diferenciá-los, através de exames radiográficos complementares, de diversas situações clínicas, como por exemplo: na detecção de cárie secundária, contornos inadequados, extravasamen-

\* Faculdade de Odontologia - Universidade Federal de Juiz de Fora – Juiz de Fora, MG. E-mail: franverner@yahoo.com.br

\*\* Departamento Clínica Odontológica. Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora – Juiz de Fora, MG. E-mail: bethnmmartins@hotmail.com

to de material e falhas na cimentação ((DEVITO; ORTEGA; HAITER-NETO, 2004; HARA et al., 2001; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006; TAKESHITA et al., 2004).

De acordo com o protocolo para radiopacidade de materiais dentários, publicado pela International Standards Organization (ISO), estes devem apresentar uma radiopacidade igual ou superior àquela apresentada pela mesma espessura de alumínio, uma vez que este metal possui radiopacidade similar à da dentina (DEVITO; ORTEGA; HAITER-NETO, 2004; RASIMICK et al., 2007).

Muitos fatores como a espessura do material, a angulação do feixe de raios X, o tipo de película radiográfica ou sistema digital empregado e alterações na proporção pó/líquido durante a manipulação do material podem afetar a radiopacidade dos agentes cimentantes, mas a sua composição parece ser o mais importante (GU et al., 2006; RASIMICK et al., 2007; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006).

Com o intuito de se aumentar a acurácia das imagens radiográficas e com a modernização da tecnologia, a imagem digital surgiu como um recurso de avaliação rápida e fácil, e tem sido amplamente usada na prática odontológica. Dentre as vantagens do sistema digital direto podem-se destacar a captura imediata das imagens, menor exposição dos pacientes à radiação, fácil manipulação, baixo custo, obtenção de avaliação acurada da radiodensidade, além do fato de dispensarem o processo de revelação tradicional (FONSECA et al., 2006; HAITER-NETO; OLIVEIRA; ROCHA, 2000; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006). Outra vantagem é que na análise das imagens digitais tem-se a densidade radiográfica diretamente, uma vez que o número de pixels da imagem já tem seus valores pré-determinados na escala de tons de cinza, através de programas de computadores (HAITER-NETO; OLIVEIRA; ROCHA, 2000; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006).

Sabendo-se do crescente número de restaurações estéticas indiretas livres de metal utilizadas na clínica odontológica diária e da importância da diferenciação de agentes cimentantes das estruturas dentais, aliados ao número limitado de estudos que avaliam as propriedades físicas de novos cimentos resinosos, o objetivo deste estudo foi avaliar as radiopacidades. Estas foram avaliadas por meio de sistema radiográfico digital direto, de agentes cimentantes resinosos, fotopolimerizados por diferentes fontes de luz e compará-las à radio-

pacidade do cimento padrão fosfato de zinco e das estruturas dentais humanas (esmalte e dentina).

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo laboratorial quantitativo seguiu as normas e diretrizes da resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), MG, sob o parecer nº 099/2009.

Foi avaliada a radiopacidade de quatro cimentos resinosos: Enforce® Flúor (Dentsply, Petrópolis, Brasil), Clearfil® Esthetic Cement (Kuraray Medical INC., Okayama, Japão), Rely X™ ARC (3M ESPE, St. Paul, EUA) e Panavia™ F 2.0 (Kuraray Medical INC., Okayama, Japão). Para critérios de comparação foi utilizado, como agente cimentante padrão, o cimento fosfato de zinco (Cimento LS, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), uma vez que é o mais utilizado na clínica odontológica diária para a cimentação de restaurações indiretas. Na Tabela 1 são apresentados os cimentos utilizados nesta pesquisa, bem como o nome comercial, lote e composição de cada um.

De acordo com cálculo amostral previamente realizado, dez corpos de prova de cada material testado foram confeccionados, por um único pesquisador, cirurgião dentista e experiente sobre os materiais testados, utilizando matrizes de elastômero, com abertura central de 4 mm de diâmetro e 1 mm de altura. Todos os cimentos estavam dentro do período de validade e foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante. O material manipulado foi inserido, em incremento único, nas matrizes utilizando-se hollenbeck 3s (Duflex, Rio de Janeiro, Brasil). Para garantir lisura e adequada espessura dos corpos de prova, uma placa de vidro, com 10 mm de espessura, foi colocada sobre a matriz preenchida com o material para que seu próprio peso exercesse uma força de compressão. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos, sendo que, no grupo 1 os materiais foram polimerizados com luz halógena (Demetron LC, Kerr, Middleton, EUA) e no grupo 2 com LED (Elipar™ FreeLight 2, 3M ESPE, Seefeld, EUA), para ambos foi utilizado um tempo de polimerização de 20 s. As amostras finais foram aferidas com auxílio de um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japão) para garantir uma espessura final de 1 mm.

## TABELA 1

Informação sobre os cimentos utilizados neste estudo: fabricante, lote e composição

| Cimento                               | Fabricante                            | Lote    | Composição  |
|---------------------------------------|---------------------------------------|---------|---|
| Fosfato de Zinco                      | Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. | 001/09  | Pó: Óxido de Zinco, óxido de magnésio, carbonato de bismuto e sílica.<br>Líquido: Ácido fosfórico, óxido de zinco, óxido de alumínio e água destilada.  |
| Panavia™ F 2.0                        | Kuraray Medical INC., Okayama, Japão. | 61182   | Pasta A: 10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato, dimetacrilato hidrofóbico aromático, dimetacrilato hidrofóbico alifático, dimetacrilato hidrofílico alifático, partículas de sílica, sílica coloidal silanizada, cânforoquinona, catalisadores, iniciadores.<br>Pasta B: Fluoreto de sódio, dimetacrilato hidrofóbico aromático, dimetacrilato hidrofóbico alifático, dimetacrilato hidrofílico alifático, partículas de vidro de bário silanizado, catalisadores, aceleradores, pigmentos. |
| Enforce® Flúor (cor B1)               | Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil      | 875643  | Pasta base matizada: TEGDMA, vidro de boro, silicato de alumínio e bário silanizado, sílica pirolítica silanizada, cânforoquinona, EDAB, BHT, pigmentos minerais, DHEPT.<br>Pasta catalisadora: Dióxido de titânio, sílica pirolítica silanizada, pigmentos minerais, Bis-GMA, BHT, EDAB TEGDMA, peróxido de benzoíla.  |
| Clearfil® Esthetic Cement (universal) | Kuraray Medical INC., Okayama, Japão. | T 00001 | Bisfenol A diglicidimetacrilato, dimetacrilato trietileno glicol, dimetacrilato hidrofóbico aromático, dimetacrilato hidrofílico alifático, partículas de sílica, partículas de vidro de bário silanizado, sílica coloidal, cânforoquinona, catalisadores, aceleradores, pigmentos.   |
| RelyX™ ARC (cor A3)                   | 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.           | FUGR    | Cerâmica tratada com silício, dimetacrilato de trietileno glicol, metacrilato de bisfenol a diglicidil, éter, sílica tratada com silício, polímero dimetacrilato funcionalizado.  |

Fonte – Os autores (2011).

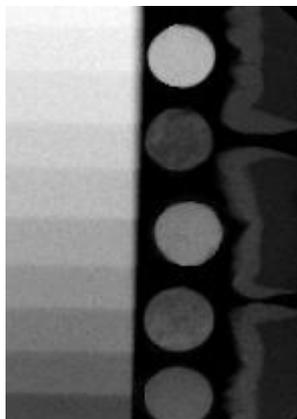
Para permitir a comparação da radiopacidade dos materiais com as estruturas dentárias (esmalte e dentina), três primeiros molares inferiores humanos hígidos, cedidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da UFJF, foram seccionados, pelo mesmo cirurgião dentista anteriormente citado, utilizando-se um cortador de

tecidos duros (Labcut 1010, Extéc Corp., Enfield, EUA) dotado de um disco de diamante. Foi obtido um corte longitudinal, no sentido mesio-distal, de 1 mm de espessura, da região mais central de cada dente. A espessura final do corte também foi aferida com auxílio do paquímetro digital.

Para a realização das radiografias, foi utilizado o aparelho de raios X periapical Gendex Expert DC® (Gendex, Des Plaines, EUA), operando a 7 mA e 65 kVp. O tempo de exposição foi previamente determinado por estudo piloto em 0,1 s e mantido constante em todas as exposições. A distância foco-filme foi fixada em 45 cm, utilizando-se um dispositivo padronizador, que proporcionou uma incidência perpendicular do feixe de radiação ao plano onde foi colocado o sensor e os objetos radiografados.

Para aquisição das imagens radiográficas foi utilizado o sistema de radiografia digital direta Visualix eHD (Gendex, Des Plaines, EUA). Sobre o sensor foram colocados: um corpo de prova de cada material estudado, o corte dos três molares, uma escala de densidade de alumínio com espessura variando de 1 a 11 mm, com incrementos de 1 mm (Fotografia 1). Foram obtidas três imagens de cada conjunto radiografado, que foram arquivadas com resolução de 300 dpi, em formato TIFF.

Fotografia 1 - Imagem radiográfica contendo um corpo de prova de cada material, cortes de três molares e uma escala de densidade de alumínio



Fonte – Os autores (2011).

As imagens digitais foram avaliadas quanto às densidades ópticas por meio da ferramenta histograma do programa Adobe Photoshop® 8.0 (EUA) por um único pesquisador, cirurgião dentista e com experiência em imagens digitais. Neste software foram obtidas as médias dos tons de cinza para todos os degraus da escala de alumínio, para os corpos de prova dos materiais estudados e para o esmalte e dentina do dente seccionado.

Não foi realizada nenhuma alteração no brilho e/ou contraste das imagens.

Para comparar a radiopacidade dos cimentos com a da estrutura dentária humana, bem como compará-las com outros trabalhos apresentados na literatura, as densidades ópticas dos materiais testados, do esmalte e da dentina foram apresentadas em espessura equivalente em alumínio (mm Al).

A comparação das densidades ópticas dos materiais estudados foi realizada por meio de uma análise de variância (ANOVA), com nível de significância de 5%, utilizando-se o programa BioEstat versão 3.0, para determinação da significância entre a radiopacidade dos materiais em relação a das estruturas dentárias. Para comparação de cada cimento polimerizado com luz halógena e luz LED, foi aplicado o teste t para amostras independentes.

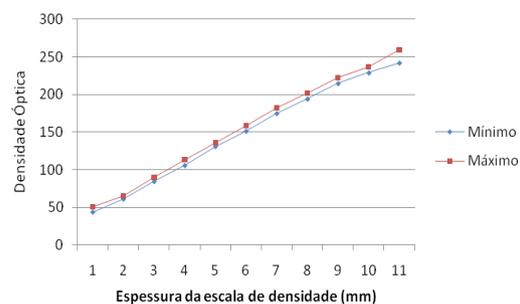
### 3 RESULTADOS

As médias das densidades ópticas dos cinco cimentos, comparadas por meio de uma análise de variância, evidenciou uma diferença estatisticamente significativa nas radiopacidades desses materiais ( $p < 0,05$ ), independentemente do tipo de luz utilizada para polimerização: luz halógena ou luz LED.

Para comparar a radiopacidade dos cimentos com a da estrutura dentária humana, as densidades ópticas dos materiais testados, do esmalte e da dentina foram apresentadas em espessura equivalente em alumínio (mm Al).

As densidades ópticas encontradas para 1 mm de espessura em alumínio variaram entre 43,75 e 50,98 e para 2 mm, entre 68,22 e 72,75 (Gráfico 1), sendo que estas espessuras em alumínio corresponderam a radiopacidade das mesmas espessuras em dentina e esmalte, respectivamente.

Gráfico 1 - Variação das médias de densidade óptica para os degraus da escala de densidade de alumínio



Fonte – Os autores (2011).

Na Tabela 2 e Gráfico 2 e na Tabela 3 e Gráfico 3, são apresentadas as médias, os desvios-padrão e as espessuras equivalentes em alumínio dos cimentos polimerizados com luz halógena e luz LED, respectivamente.

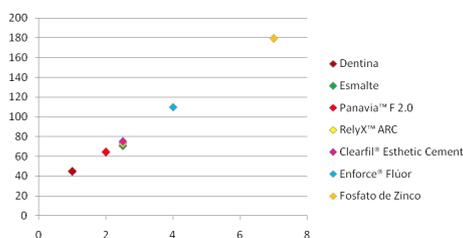
**TABELA 2**

Médias e desvios-padrão das densidades ópticas e espessuras equivalentes em alumínio dos cimentos polimerizados com luz halógena

| Material                  | Média (desvio-padrão) | Espessura equivalente em alumínio |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------------------|
| Fosfato de zinco          | 179,51 (3,42) a       | 7mm Al                            |
| Enforce® Flúor            | 109,72 (7,21) b       | 4mm Al                            |
| Clearfil® Esthetic Cement | 73,10 (7,03) c        | 2,5mm Al                          |
| RelyX™ ARC                | 73,00 (2,13) c        | 2,5mm Al                          |
| Panavia™ F 2.0            | 64,54 (6,28) d        | 2mm Al                            |
| Esmalte                   | 70,71 (1,19)          | 2,5mm Al                          |
| Dentina                   | 44,99 (1,45)          | 1mm Al                            |

\*Valores seguidos por letras distintas apresentam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ )  
 Fonte — Os autores (2011).

**Gráfico 2** — Médias das densidades ópticas e espessuras equivalentes em alumínio dos cimentos polimerizados com luz halógena



Fonte — Os autores (2011).

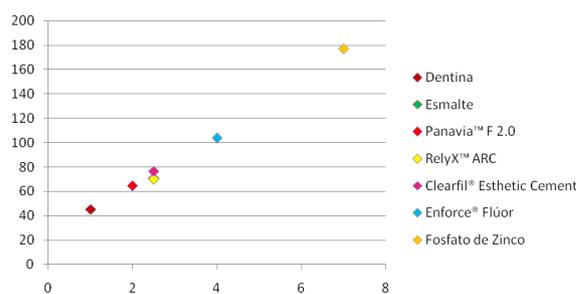
**TABELA 3**

Médias e desvios-padrão das densidades ópticas e espessuras equivalentes em alumínio dos cimentos polimerizados com luz LED

| Material                  | Média (desvio-padrão) | Espessura equivalente em alumínio |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------------------|
| Fosfato de zinco          | 176,89 (3,20) a       | 7mm Al                            |
| Enforce® Flúor            | 103,92 (5,02) b       | 4mm Al                            |
| Clearfil® Esthetic Cement | 76,48 (3,91) c        | 2,5mm Al                          |
| RelyX™ ARC                | 70,32 (7,00) c        | 2,5mm Al                          |
| Panavia™ F 2.0            | 64,48 (5,68) d        | 2mm Al                            |
| Esmalte                   | 70,71 (1,19)          | 2,5mm Al                          |
| Dentina                   | 44,99 (1,45)          | 1mm Al                            |

\* Valores seguidos por letras distintas apresentam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ )  
 Fonte — Os autores (2011).

**Gráfico 3** — Médias das densidades ópticas e espessuras equivalentes em alumínio dos cimentos polimerizados com luz LED



Fonte — Os autores (2011).

Comparando-se cada cimento polimerizado com luz halógena e luz LED por meio do teste t para amostras independentes, não foi observada diferença estatisticamente significativa na radiopacidade quando se variou a forma de polimerização ( $p > 0.05$ ).

## 4 DISCUSSÃO

Os agentes cimentantes atualmente disponíveis consistem de vários elementos e compostos. Elementos metálicos normalmente apresentam uma radiopacidade de mais elevada e são facilmente detectados em exames radiográficos. Polímeros, por outro lado, são substancialmente radiolúcentes, e sua detecção radiográfica é dificultada. Devido a isso, elementos radiopacos são adicionados a materiais poliméricos e compósitos, com o intuito de torná-los perceptíveis radiograficamente (TSUGE, 2009).

De acordo com a International Standards Organization - ISO 4049, os agentes cimentantes devem possuir radiopacidade igual ou superior à espessura em alumínio, para que se possam diferenciar os materiais da estrutura dental humana e até mesmo de cáries recorrentes, infiltrações marginais e falhas na cimentação (CRUVINEL et al., 2007; DEVITO; ORTEGA; HAITER-NETO, 2004; FONSECA et al., 2006; SHAH et al., 1997; SOARES et al., 2007). O alumínio é o material de referência para comparação por possuir radiopacidade similar à da dentina (DEVITO; ORTEGA; HAITER-NETO, 2004; RASIMICK, 2007), o que está de acordo com os resultados encontrados nessa pesquisa, uma vez que 1 mm de dentina apresentou a mesma densidade óptica de 1 mm de alumínio.

Analisando-se a média da densidade óptica dos materiais testados, houve grande variação entre os cimentos. O fosfato de zinco foi o mais radiopaco, seguido do Enforce® Flúor, Clearfil® Esthetic Cement, RelyX™ ARC e Panavia™ F 2.0. Esta variação na radiopacidade dos materiais foi confirmada por Tsuge (2009), que também encontrou diferenças significativas em seu

estudo, porém com a seguinte sequência decrescente: fosfato de zinco, RelyX™ ARC, Clearfil® Esthetic Cement e Panavia™ F 2.0.

As variações encontradas na radiopacidade dos materiais testados provavelmente dependem do agente radiopacificador adicionado a cada material, como ligas de prata, zinco, estrôncio, silício, titânio, alumínio e bário, bem como a quantidade de partículas de carga (AZNAR et al., 2010; DUARTE et al., 2009; FONSECA et al., 2006; SABBAGH; VREVEN; LELOUP, 2004; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006).

Apesar de os fabricantes dos materiais normalmente não disponibilizarem a quantidade de cada agente radiopacificador, pode-se inferir que a diferença significativa observada nos valores de radiopacidade entre os materiais, está relacionada ao número atômico de seus componentes. Quanto mais alto o número atômico do elemento presente na composição do material, mais radiopaco ele se apresentará (FONSECA et al., 2006; TANOMARU FILHO et al., 2008; TSUGE, 2009).

Verificando-se a composição dos cimentos em suas bulas, observou-se que todos, apesar da composição extremamente variada, possuem radiopacificadores, representados por elementos de peso atômico elevado. O material mais radiopaco, cimento fosfato de zinco, apresenta em sua composição cinco elementos responsáveis pela sua radiopacidade: bismuto ( $Z=83$ ), zinco ( $Z=30$ ), silício ( $Z=14$ ), alumínio ( $Z=13$ ) e magnésio ( $Z=12$ ). Já o Enforce® Flúor tem na sua composição bário ( $Z=56$ ), titânio ( $Z=22$ ), silício e alumínio; o Clearfil® Esthetic Cement, bário e silício; o RelyX™ ARC, silício e partículas de zircônia, e por fim, o Panavia™ F 2.0, que apresentou-se como o menos radiopaco, tem em sua composição bário e silício. Apesar de possuir um elemento de elevado número atômico, o bário, o cimento Panavia™ F 2.0, provavelmente foi o menos radiopaco pela quantidade de partículas destes componentes na sua composição geral, o que poderia ser comprovado pela realização de testes de composição, como por exemplo, o Energy Dispersive X-ray Detector (EDS ou EDX) em microscopia eletrônica de varredura (TSUGE, 2009).

Os resultados obtidos neste estudo estão de acordo com as especificações do Padrão ISO 4049, uma vez que os materiais testados, na espessura de 1 mm, tiveram uma radiopacidade igual ou superior a 2 mm de alumínio, o que faz com que esses materiais possam ser considerados radiopacos. A diferença encontrada na densidade óptica dos materiais tem um significado clínico para a interpretação radiográfica, já que materiais mais radiopacos são facilmente

detectáveis em exames radiográficos, ao passo que materiais menos radiopacos podem ser confundidos com estrutura dental, cárie secundária, falhas de obturação e defeitos marginais. Ainda não está estabelecido um valor máximo de radiopacidade que um material possa apresentar, porém, materiais extremamente radiopacos, como amálgamas e ligas metálicas de restaurações indiretas, podem dificultar a visualização da interface dente/restauração (CRUVINEL et al., 2007; FONSECA et al., 2006; RASIMICK et al., 2007; RUBO; EL-MOWAFY, 1998; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006; SHAH et al., 1997). Fato este que também pode ser estendido para o caso dos agentes cimentantes. Cimentos com radiopacidades muito elevadas podem alterar a percepção das densidades das estruturas subjacentes, criando uma ilusão visual de que os tecidos abaixo da restauração são mais radiolúcidos do que na realidade, podendo induzir no avaliador a percepção de cárie onde ela não existe (RASIMICK et al., 2007; TSUGE, 2009).

Em estudos similares a este, os cimentos resinosos têm apresentado radiopacidade satisfatória (ATTAR; TAM; McCOMB, 2003; FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000; RASIMICK et al., 2007; RUBO; EL-MOWAFY, 1998), ao passo que cimentos de ionômero de vidro e cimento de ionômero de vidro modificados por resina, nem sempre atingem o padrão obrigatório (ATTAR; TAM; McCOMB, 2003; FONSECA et al., 2006; RUBO; EL-MOWAFY, 1998; SHAH et al., 1997).

Apesar de a luz halógena ser a mais usada mundialmente para a fotoativação de compósitos, o LED vem ganhando espaço e tendo seu uso difundido, daí a necessidade de pesquisas que relacionem determinadas propriedades físicas dos materiais com o tipo de luz utilizado para sua fotopolimerização. Os cimentos resinosos testados foram ativados pelas duas luzes, porém os valores de radiopacidade encontrados não diferiram estatisticamente, o que era esperado, uma vez que a composição dos materiais parece ser a principal responsável pela radiopacidade.

Apesar de o Padrão ISO preconizar que os materiais devem ser mais radiopacos do que a dentina, muitos estudos indicaram que a radiopacidade de agentes cimentantes deveria ser similar ou superior à do esmalte (FONSECA et al., 2006; HARA et al., 2001; SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006; RUBO; EL-MOWAFY, 1998; TURGUT; ATTAR; ÖNEN, 2003).

Neste estudo, todos os materiais apresentaram radiopacidade igual ou superior à do esmalte, exceto o Panavia™ F 2.0, que apesar disso atingiu os valores estabelecidos pelo ISO 4049.

## 5 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que todos os cimentos testados estão de acordo com o padrão ISO 4049, que o tipo de luz utilizada para polimerização não interfere

na radiopacidade, e que esta é uma propriedade possivelmente relacionada ao tipo e à quantidade de partículas de carga presentes na composição dos materiais.

## Radiopacity of different resin cements using a digital X-ray system

### ABSTRACT

Radiopacity is a physical property desired to luting agents. ISO 4049 protocol established that these materials should be more radiopaque than dentin. This study determined the radiopacity of four resin cements (Panavia™ F 2.0, Enforce® Flúor, Clearfil® Esthetic Cement e RelyX™ ARC) lightcured with halogen and LED light. Radiographs were obtained of the resin cements specimens, an aluminium stepwedge and three human molar tooth slice, using a digital X-ray system. The specimens were light-cured with halogen and LED light. Densitometric measurements were obtained using Adobe Photoshop® software. The radiopacity values of the cements, dentin and enamel were expressed in terms of the equivalent thickness of aluminium. The analysis of variance indicated statistically significant difference for all the tested materials, excepted for RelyX™ ARC and Clearfil® Esthetic Cement, that did not differ. The results were the same for all kinds of lights. For the resin cements, Enforce® Flúor was the most radiopaque and Panavia™ F 2.0 was the less radiopaque. The resin cements tested were less radiopaque than zinc phosphate cement, however all of them was in accordance to ISO 4049.

Keywords: Resin cements. Radiographic image enhancement. Dental enamel. Dentin. Light-cured.

### REFERÊNCIAS

- ATTAR, N.; TAM, L. E.; MCCOMB, D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 89, no. 2, p. 127-134, Feb. 2003.
- AZNAR, F. D. C. et al. Radiopacidade de sete cimentos endodônticos avaliada através de radiografia digital. **RGO: Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 58, n. 2, p. 181-184, abr./jun. 2010.
- CRUVINEL, D. R. et al. Evaluation of radiopacity and microhardness of composites submitted to artificial aging. **Materials Research**, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 325-329, jun. 2007.
- DEVITO, K. L.; ORTEGA, A. I.; HAITER-NETO, F. Radiopacity of calcium hydroxide cement compared with human tooth structure. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 12, n. 4, p. 290-293, dez. 2004.
- DUARTE, M. A. H. et al. Radiopacity of Portland cement associated with different radiopacifying agents. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 35, no. 5, p. 737-740, May 2009.
- FONSECA, R. B. et al. Radiodensity of base, liner and luting dental materials. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v. 10, no. 2, p. 114-118, Feb. 2006.
- FRAGA, R. C.; LUCA-FRAGA, L. R.; PIMENTA, L. A. F. Physical properties of resinous cements: an in vitro study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 27, no. 12, p. 1064-1067, Dec. 2000.
- GU, S. et al. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. **Dental Materials**, Washington, D.C., v. 22, no. 8, p. 765-770, Dec. 2006.
- HAITER-NETO, F.; OLIVEIRA, A. E.; ROCHA, A. S. Estágio atual da radiografia digital. **Revista da ABRO**, Piracicaba, v. 1, n. 1, p. 1-6, jan. 2000.
- HARA, A. T. et al. Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. **American Journal of Dentistry**, San Antonio, v. 14, no. 6, p. 383-386, Dec. 2001.
- INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION. **ISO 4049: Dentistry: polymer-based filling, restorative and luting materials**. Geneva, 2000.
- RASIMICK, B. J. et al. Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. **Journal of Prosthodontic**, Philadelphia, v. 16, no. 5, p. 357-364, Sept./Oct. 2007.
- RUBO, M. H. M.; EL-MOWAFY, O. Radiopacity of dual-Cured and chemical-Cured resin-based cements. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 11, no. 1, p. 70-74, Jan./Feb. 1998.

SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). **Operative Dentistry**, Seattle, v. 29, no. 6, p. 677-684, Nov./Dec. 2004.

SALZEDAS, L. M. P.; LOUZADA, M. J. Q.; OLIVEIRA FILHO, A. B. Radiopacity of restorative materials using digital images. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 14, n. 2, p. 147-152, Abr. 2006.

SHAH, P. M. M. et al. Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and bases. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 77, no. 3, p. 239-242, Mar. 1997.

SOARES, C. G. et al. Densidade óptica e composição química de resinas compostas. **Ciência Odontológica Brasileira**, São José dos Campos, v.10, n. 4, p. 61-69, out./dez. 2007.

TAKESHITA, W. M. et al. An investigation of the optical density of composite resin using digital radiography. **Ciência Odontológica Brasileira**, São José dos Campos, v. 7, n. 2, p. 6-11, abr./jun. 2004.

TANOMARU FILHO, M. et al. Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide and glass-ionomer-based root canal sealers. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 41, no. 1, p. 50-53, Jan. 2008.

TSUGE, T. Radiopacity of convencional, resin modified glass ionomer, and resin-based luting materials. **Journal of Oral Science**, Tóquio, v. 51, no. 2, p. 223-230, June 2009.

TURGUT, M. D.; ATTAR, N.; ÖNEN, A. Radiopacity of direct esthetic restorative materials. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 28, no. 5, p. 508-514, Sept./Oct. 2003.

Enviado em 11/2/2011

Aprovado em 4/4/2011