KARINA MONTELEONE LACHOWSKI

**Estudo da radiopacidade de materiais odontológicos indicados como base e
forramento de restaurações. Análise através da radiografia digital**

São Paulo

2011

KARINA MONTELEONE LACHOWSKI

**Estudo da radiopacidade de materiais odontológicos indicados como base e
forramento de restaurações. Análise através da radiografia digital**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Maria Ângela Pita Sobral

São Paulo
2011

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Lachowski, Karina Monteleone

Estudo da radiopacidade de materiais odontológicos indicados como base e forramento de restaurações. Análise através da radiografia digital [versão original] / Karina Monteleone Lachowski; orientador Maria Ângela Pita Sobral. -- São Paulo, 2011.

80p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Restauração dentária temporária. 2. Radiopacidade – Forramento de restaurações. 3. Radiografia digital. I. Sobral, Maria Ângela Pita. II. Título.

Catálogo-na-Publicação

Serviço de Documentação Odontológica

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Lachowski KM. Estudo da radiopacidade de materiais odontológicos indicados como base e forramento de restaurações. Análise através da radiografia digital. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Dentística.

São Paulo, / /

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Aos meus pais, Suzana e Waldir, dedico esse trabalho em agradecimento pelo incansável apoio, suporte, dedicação, valores e ensinamentos, que me fazem crescer como pessoa e que me permitiram chegar até aqui. Serei eternamente grata a vocês e espero poder ser um dia para os meus filhos, tudo o que vocês são para mim.

Ao meu irmão Felipe, companheiro para a vida toda, que mesmo não entendendo nada de Odontologia, sempre está por perto escutando, me apoiando e me fazendo rir!

Ao meu namorado Ricardo, pelo apoio em minha vida na Odontologia, sempre me incentivando a seguir em frente e a não desistir nunca dos meus sonhos. Espero poder compartilhar todos os frutos dessa caminhada com você.

Amo vocês!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Prof^a. Dr^a. Maria Ângela Pita Sobral, por ter acreditado em mim desde a Iniciação Científica. Agradeço todo o seu apoio, orientação, aprendizado, atenção, carinho e incentivo, fundamentais para ter concluído esse trabalho.

Espero poder continuar com você nesse caminho da Odontologia!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, que vem me acolhendo durante esses dez anos de vida acadêmica, tornando-se minha segunda casa.

Ao CNPq pela bolsa de estudos.

À Coordenadora do programa de pós-graduação em Dentística, Prof^a. Dr^a. Miriam Lacalle Turbino, pelo auxílio na realização da estatística.

Aos Professores da Disciplina de Dentística Restauradora I: Prof. Dr. Narciso Garone Netto, Prof^a. Dr^a. Adriana Bona Matos, Prof^a. Dr^a. Márcia Martins Marques e Prof^a. Dr^a. Maria Aparecida Alves Cerqueira Luz, pelo convívio durante os estágios, pelas trocas de experiências e principalmente, por seus ensinamentos.

Às Prof^{as}. Dr^{as}. Ana Cecília Corrêa Aranha e Patrícia Moreira de Freitas, por estarem sempre disponíveis quando é preciso.

Ao Prof. Dr. César Ângelo Lascalla por ter cedido seu equipamento de raio X digital durante os primeiros experimentos.

Às minhas amigas da pós-graduação: Taís, Stella e Tati pela companhia na sala de nossa orientadora, pela ajuda, apoio e desabafos que trocamos.

Ao amigo Sérgio Brossi Botta, que desde o começo da realização desse trabalho esteve por perto me ajudando, aconselhando e incentivando para que ele saísse da melhor maneira possível.

Ao colega Washington Steagall Jr. pelas dicas na análise estatística.

Aos colegas da Dentística, em especial Luciana, Fernando, Leila, Denis, Andréia, Taciana, Fred e Amanda pelo enriquecedor convívio.

Aos funcionários do Departamento de Dentística, em especial Soninha, Davi e Selma por estarem sempre disponíveis e por sempre me ajudarem quando precisei.

À bibliotecária Glauci, pela rapidez, atenção e extrema boa vontade ao executar a revisão final desse trabalho.

À FUNDECTO, por ter emprestado o equipamento de radiografia digital utilizado nesse trabalho.

A minha amiga Nádia, que desde a especialização vem crescendo junto comigo, agradeço sua atenção e seu carinho, seja nas horas em que for para dar risada ou que for para ter um ataque de nervos!

Aos fiéis amigos Ju No e Tuti, pois sei que posso contar para o que der e vier.

À minha querida Turma 94, especialmente André, Maico, Vivian, Helena e Jonas. Espero que esse convívio e amizade durem para sempre!

À Nel e Cardim, agradeço o sincero apoio e torcida que recebo de vocês.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a todos aqueles que não foram aqui citados, mas que sabem que de alguma forma, fazem parte da minha vida.

Lachowski KM. Estudo da radiopacidade de materiais odontológicos indicados como base e forramento de restaurações. Análise através de radiografia digital [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Original.

RESUMO

A radiopacidade é um importante pré-requisito para materiais utilizados como base e forramento de restaurações, pois possibilita que o profissional identifique a presença do material e permita sua diferenciação com a estrutura dental adjacente. O objetivo desse estudo foi avaliar a radiopacidade de materiais indicados como base e forramento e comparar com a radiopacidade do esmalte, dentina e escala de alumínio. Para isso, foram analisadas 16 marcas comerciais de cimento de ionômero de vidro, 8 marcas de resina composta flow e 4 marcas de cimento de hidróxido de cálcio. Foram confeccionados três conjuntos de três corpos de prova de 4 mm de diâmetro, com espessuras de 1, 2 e 3 mm para cada cimento de ionômero de vidro e resina composta flow e de 1 mm para cada cimento de hidróxido de cálcio. Foram feitas secções transversais de coroas de três terceiros molares humanos para obtenção de espécimes de esmalte e dentina com espessura de 1, 2 e 3 mm. Como controle, uma escala de alumínio padrão com nove degraus de espessura foi utilizada. As tomadas radiográficas foram feitas com o sistema digital RVG 5000 Kodak (Kodak Company, França) e tempo de exposição de 0.32 segundos. As imagens obtidas foram trabalhadas no programa Image Tool® para obtenção dos valores médios de cinza. A análise estatística ANOVA, seguida pelo teste de Tukey ($p < 0.05$) detectou diferenças consideráveis entre os materiais da mesma categoria e entre as espessuras. Algumas marcas comerciais apresentaram radiopacidade inadequada segundo as normas ISO 4049 e 9917 (Ionomaster, Maxxion, Bioglass R, Bioglass F, Vidrion R e Vidrion F), apresentando radiopacidade inferior à da dentina, insuficiente para um correto diagnóstico. Todas as resinas compostas flow e cimentos de hidróxido de cálcio estudados apresentam radiopacidade superior a da dentina. As marcas comerciais Vitro Fil, Magic Glass, Vitrebond, Riva SC, Riva LC, Fill Magic, Opallis, Surefil Tetric N, Tetric, Hydro C, Hydcal e Liner apresentaram radiopacidade igual ou superior a do esmalte, em todas as espessuras. De um modo geral, o aumento de espessura dos materiais estudados aumenta significativamente sua radiopacidade. Conclui-se que existem materiais indicados como base e

forramento de restaurações com radiopacidade inadequada para serem detectados radiograficamente.

Palavras-chave: Radiopacidade. Cimento de ionômero de vidro. Resina composta flow. Cimento de hidróxido de cálcio. Radiografia digital.

Lachowski KM. Study of the radiopacity of dental materials used as base and liner of restorations. Analysis by digital radiographic. [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP; 2011. Versão Original.

ABSTRACT

Radiopacity is an important pre-requisite for base and liner materials, once it allows the professional to identify the presence of the material and makes its differentiation from the adjacent tooth structure possible. The aim of this study was to evaluate the radiopacity of liner and base materials and compare to the radiopacity of enamel, dentin and aluminum stepwedge. For this, 16 glass ionomer cements, 8 flowable resin composites and 4 calcium hydroxide cements were analysed. It was prepared three sets of three test specimens with 4 mm in diameter and thicknesses of 1, 2 and 3 mm for each glass ionomer cement and flowable composite and 1 mm for each calcium hydroxide cement. Cross sections were made from crowns of three third molars to obtain specimens of enamel and dentin with thickness of 1, 2 and 3 mm. As a control, a standard aluminum stepwedge with nine steps was used. Radiographs were taken with digital Kodak RVG 5000 (Kodak Company, France) and exposure time of 0.32 seconds. The images were analysed through the program Image Tool ® to obtain the mean grey values. Statistical test ANOVA followed by Tukey test ($p = 0.05$) detected significant differences between the materials of the same category and between the thicknesses. The commercial brands Ionomaster, Maxxion, Bioglass R, Bioglass F, Vidrion R and Vidrion F, presented radiopacity lower than the radiopacity of dentin, insufficient for a correct diagnostic. All flowable resin composites and calcium hydroxide cements studied showed radiopacity superior than dentin. Vitro Fil, Magic Glass, Vitrebond, Riva SC, Riva LC, Fill Magic, Opallis, Surefil, Tetric N, Tetric, Hydro C, Hydcal and Liner showed radiopacity equal to or greater than the enamel for all thicknesses. In general, the increased thickness of the materials studied increases its radiopacity significantly. It was concluded that some materials indicated as base and liner for restorations have and inadequate radiopacity to be detected radiographically.

Keywords: Radiopacity. Glass ionomer cement. Flowable resin composite. Calcium hydroxide cement. Digital radiography.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 - Elemento dental (16) apresentando restauração provisória mésio oclusal com CIV, não detectada no exame radiográfico	17
Figura 4.1 - Matriz de plástico nas espessuras de 1 mm, 2 mm 3mm	39
Figura 4.2 - Corpos de prova após a presa do material, nas diversas espessuras ..	40
Figura 4.3 - Seringa e ponta aplicadora utilizada na inserção dos materiais	41
Figura 4.4 - 1mm, 2 mm e 3 mm de esmalte e dentina	42
Figura 4.5 - Escala de alumínio	43
Figura 4.6 - Sensor digital	43
Figura 4.7 - Posicionamento do sensor digital e dos corpos de prova.....	44
Figura 4.8 - Tomada radiográfica	44
Figura 4.9 - Tela inicial do sistema digital preparado para o disparo do raio X	45
Figura 4.10 - Exemplo da captação da imagem radiográfica digital	45
Figura 4.11 - Seta apontada para a delimitação da janela de análise no programa Image Tool	46
Figura 4.12 - Obtenção do histograma e seta destacando o valor de cinza fornecido pelo programa.....	47
Figura 5.1 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos CIVs estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 1 mm	49
Figura 5.2 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos CIVs estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 2 mm	51
Figura 5.3 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos CIVs estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 3 mm	53

Figura 5.4 - Imagem radiográfica dos corpos de prova das RC Flow estudadas, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 1 mm	56
Figura 5.5 - Imagem radiográfica dos corpos de prova das RC Flow estudadas, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 2 mm	58
Figura 5.6 - Imagem radiográfica dos corpos de prova das RC Flow estudadas, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 3 mm	59
Figura 5.7 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos cimentos de hidróxido de cálcio, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 1 mm	62
Gráfico 5.1 – Média dos valores de cinza dos cimentos de ionômero de vidro na espessura de 1 mm.	48
Gráfico 5.2 – Média dos valores de cinza dos cimentos de ionômero de vidro na espessura de 2 mm	50
Gráfico 5.3 – Média dos valores de cinza dos cimentos de ionômero de vidro na espessura de 3 mm	52
Gráfico 5.4 – Média dos valores de cinza das resinas compostas flow na espessura de 1 mm.....	55
Gráfico 5.5 – Média dos valores de cinza das resinas compostas flow na espessura de 2 mm.....	57
Gráfico 5.6 – Média dos valores de cinza das resinas compostas flow na espessura de 3 mm.....	58
Gráfico 5.7 – Média dos valores de cinza dos cimentos de hidróxido de cálcio na espessura de 1 mm	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Marca, fabricante, tipo de material, lote e composição dos CIVs utilizados.....	36
Tabela 4.2 – Marca, fabricante, lote e composição das RC Flow utilizadas	38
Tabela 4.3 – Marca, fabricante, tipo de material, lote e composição dos cimentos de hidróxido de cálcio utilizados	39
Tabela 5.1 – Média dos valores de cinza e desvio padrão dos diferentes CIVs estudados nas diferentes espessuras.....	54
Tabela 5.2 – Média dos valores de cinza e desvio padrão das diferentes RC Flow estudadas nas diferentes espessuras.....	60

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

CCD	Dispositivo de carga acoplada
CDR	Computed dental radiology
CIV	Cimento de ionômero de vidro
CIVRM	Cimento de ionômero de vidro resino modificado
cm	Centímetro
ISO	International Standards Organization
JPEG	Joint photographic experts groups
LC	Light cure
mm	milímetro
RVG	Radiovisiography
RC Flow	Resina composta flow
SC	Self cure

LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
kVp	quilovoltagem
mA	miliampère
>	maior
<	menor
Al	alumínio
Z	número atômico

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Cimento de ionômero de vidro	19
2.2 Resina composta flow	25
2.3 Cimento de hidróxido de cálcio	29
2.4 Métodos de avaliação de radiopacidade.....	30
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 Preparo dos corpos de prova	36
4.2 Procedimentos radiográficos	43
4.3 Procedimentos de análise digital	46
4.4 Análise estatística	47
5 RESULTADOS	48
5.1 Cimento de ionômero de vidro	48
5.2 Resina composta flow	55
5.3 Cimento de hidróxido de cálcio	60
6 DISCUSSÃO	63
7 CONCLUSÕES	73
REFERÊNCIAS.....	74
ANEXO	80

1 INTRODUÇÃO

A radiopacidade de materiais odontológicos utilizados como base e forramento de restaurações é de extrema importância para o diagnóstico radiográfico, principalmente quando se avaliam dentes posteriores. O uso de um material com adequada radiopacidade permite detectar a presença de cárie secundária e diferenciar a lesão de cárie do material restaurador e da estrutura dental adjacente. Além disso, pode-se visualizar facilmente a proximidade com a polpa, a presença de defeitos marginais ou excesso de material na restauração.

Os fabricantes de materiais restauradores são os responsáveis por conferir o grau de radiopacidade de seus produtos, adicionando em suas composições elementos com alto número atômico, como o Bário, Estrôncio, Zinco, Ítrio e Ítérbio.

A International Standards Organization (ISO) elaborou normas para a padronização de radiopacidade de materiais odontológicos. De acordo com as normas ISO 4049, para resinas compostas (RC) e ISO 9917, para cimentos de ionômero de vidro (CIV), se um fabricante afirma que seu produto é radiopaco, sua radiopacidade deve ser igual ou maior do que a radiopacidade da mesma espessura de alumínio (Al). Para isso, em estudos que envolvam a radiopacidade de materiais, uma escala de alumínio, com ao menos 98% de pureza deve ser utilizada como padrão, sendo que o alumínio apresenta uma radiopacidade equivalente à radiopacidade da dentina. Portanto, a radiopacidade de 1 milímetro (mm) de alumínio equivale a radiopacidade de 1 mm de dentina. Van Dijken (1989) além de confirmar em seu trabalho que a radiopacidade da dentina é aproximadamente equivalente à do alumínio, na mesma espessura, demonstrou que o esmalte tem aproximadamente uma radiopacidade duas vezes maior que a radiopacidade da mesma espessura de alumínio.

Por outro lado, alguns autores sugerem que para um material ser usado como base ou forramento e ser facilmente detectado no exame radiográfico, ele deve apresentar uma radiopacidade superior ou igual à radiopacidade do esmalte (Tveit, Spelid, 1986; Hara et al. 2001a; Hara et al. 2001b, Sidhu et al. 1996; Turgut et al. 2003).

Os primeiros estudos sobre radiopacidade de materiais eram realizados através de uma tomada radiográfica e análise da densidade do filme através de um

aparelho denominado densitômetro ou fotodensitômetro. Esse aparelho fornece medidas de densidade óptica obtidas pelo filme radiográfico após a exposição aos raios X, onde os menores valores de densidade óptica correspondem à imagem mais radiopaca e os maiores valores correspondem às imagens mais radiolúcidas, correspondendo a área que recebeu exposição direta dos raios X (Montebelo Filho et al., 1992).

Com o avanço tecnológico, os materiais passaram a ser radiografados e em seguida a imagem obtida no filme era digitalizada em 256 níveis de cinza, através de um programa de computador para trabalho com imagem, como por exemplo, o Adobe Photoshop e o Image Tool. Esses programas permitem a delimitação de uma janela de análise para a obtenção de um histograma de níveis de cinza e sua representação numérica, ou seja, o número de pixels em cada nível de cinza, onde o cinza mais escuro ou preto, recebe o valor de zero e o mais claro, ou branco, o valor de 255.

Recentemente, sistemas de imagem digital foram introduzidos na prática dental, apresentando vantagens em relação ao sistema de radiografia convencional, como por exemplo, menor tempo de exposição aos raios X e a obtenção imediata da imagem na tela do computador. Assim, a imagem apresenta-se disponível aos programas de computador para trabalho de imagem, para serem então determinados os níveis de cinza de cada material e estrutura analisada, não havendo a necessidade de digitalização da radiografia.

Temos encontrado na prática clínica alguns cimentos de ionômero de vidro, resinas compostas flow ou cimentos de hidróxido de cálcio que não apresentam uma adequada radiopacidade, não permitindo a localização do material durante o exame radiográfico, como observado na Figura 1.1.

Figura 1.1 - Em "A", elemento dental (16) apresentando restauração provisória méso oclusal com CIV(seta), não detectada no exame radiográfico em B (seta). Observar a restauração de resina composta no dente 15 (em "A") facilmente visualizada radiograficamente (em "B")

Em recente estudo, Ergücü et al. (2010) observaram em seu estudo que há uma grande variação entre as radiopacidades dos materiais odontológicos, devendo o clínico ser cauteloso ao selecionar o material com radiopacidade adequada, evitando assim diagnóstico incorreto de cárie secundária sob restaurações de dentes posteriores, salientando ainda a necessidade de mais estudos sobre o assunto.

Além disso, é constante o lançamento de novos produtos, ou novas formulações de produtos pelos fabricantes, o que nos fez despertar o interesse em estudar a radiopacidade de materiais que podem ser disponibilizados no mercado atual.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Os cimentos de ionômero de vidro e de hidróxido de cálcio são de grande importância no tratamento clínico, pois podem exercer a função de proteção do complexo dentino pulpar, sendo utilizados como forramento e base de restaurações. De acordo com Russo (2003), um material de proteção do complexo dentino-pulpar poderá ser considerado ideal se preencher os seguintes requisitos: bactericida ou bacteriostático; isolante térmico e elétrico; ser anódino; reduzir infiltração marginal; ser biocompatível; promover o selamento de túbulos dentinários; resistência mecânica satisfatória; compatibilidade com os materiais restauradores; índice de refração semelhante à estrutura dental.

Já as resinas compostas flow, devido à sua baixa viscosidade, vêm sendo utilizadas, entre outras funções como base de restaurações, devido ao seu alto escoamento, facilidade de aplicação e presa controlada, características desejadas pelos clínicos na atualidade.

Além destas propriedades, a radiopacidade constitui-se em uma importante característica para os materiais odontológicos, pois permite ao clínico sua detecção através do exame radiográfico, diferenciando-os das estruturas dentais e evitando diagnóstico incorreto de cárie secundária ou defeitos na restauração.

Em 1989, van Dijken et al. estudaram a radiopacidade de materiais restauradores utilizados em cavidades Classe I e II e verificaram que em suas composições havia a adição de elementos com alto número atômico para aumentar a radiopacidade, como bário, estrôncio, zinco, zircônia, e itérbio. Desses, os autores concluíram que o bário conferia a maior radiopacidade.

2.1 Cimento de ionômero de vidro

Os cimentos de ionômero de vidro surgiram a partir de estudos de Wilson e Kent (1972) e foram introduzidos no mercado em 1975, passando por sucessivas modificações em sua composição, tais como a incorporação de resina para atender

necessidades clínicas individuais, melhorando suas propriedades físicas, resistência e longevidade. (Fook et al., 2008).

Várias propriedades dos cimentos de ionômero de vidro são listadas, como a liberação de flúor, biocompatibilidade pulpar, redução da microinfiltração, coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente e adesão à estrutura dentária (Felton et al., 1991; Navarro; Pascotto, 1998). Por esse motivo, esses cimentos tem uma ampla indicação de uso, como base e forramento de restaurações, cimentação de peças protéticas e ortodônticas, restauração, núcleo de preenchimento, selamento de fôssulas e fissuras. (Mejare; Mjor, 1990; Mc Lean et al., 1994; Mount, 1994; Navarro; Pascotto, 1998; Gateau; Dayley, 2001). Sua indicação como forramento e base vem crescendo nos últimos anos, uma vez que o cimento ionomérico é biocompatível com o complexo dentino-polpa, atuando como isolante às alterações térmicas do meio bucal e como um agente antibacteriano. (Vieira et al., 2006). Estudos ainda mostraram que a técnica é favorável, uma vez que a quantidade de resina composta inserida na cavidade será menor, compensando a tensão da contração de polimerização e consequentemente diminuindo a possibilidade de ocorrer infiltração marginal (Araújo et al., 1995).

A radiopacidade dos cimentos de ionômero de vidro vem sendo estudada por diversos autores ao longo dos anos, sendo necessários estudos freqüentes devido ao lançamento no mercado, a cada ano, de novas marcas comerciais. Além disso, a radiopacidade desse tipo de material não se apresenta homogênea (Warren, 1986).

Williams e Billington, em 1990, avaliaram a radiopacidade, através de radiografias convencionais, de diversos tipos de materiais a base de ionômero de vidro, com o auxílio de um espectrofotômetro e concluíram que todos eram suficientemente radiopacos, a ponto de poderem ser diferenciados do esmalte e da dentina utilizando um aparelho de raios-X. Foram confeccionados corpos de prova com 1 mm de espessura e utilizada uma escala de alumínio como controle. Todos os materiais com indicação de base e forramento (BaseLine, Ketac Bond, Liv Lining, Shofu Lining, Shofu Base) apresentaram valores maiores que da dentina e maiores do que a radiopacidade equivalente à mesma espessura do alumínio. A exceção ficou com o Shofu Lining, que apresentou um valor quatro vezes maior de radiopacidade, comparada com a do alumínio.

Prévost et al. (1990) estudaram a radiopacidade de diferentes materiais odontológicos – amálgama, resina composta, hidróxido de cálcio e cimento de

ionômero de vidro. Verificaram que quase 50% dos materiais estudados eram menos radiopacos do que a dentina (Aqua Cem, Ketac Cem, Chemfil Senior, Ceramchem, Ceramfil, Chem II Express, Fetac Fil, Chemfill Junior, Chemfil II, Shofu II, Shofu I, GC Fuji I, GC Fuji II). Quatro materiais tiveram radiopacidade entre o esmalte e a dentina (Shofu Base, Ceramcore, Dycal VCL, Ceramlin) e dez materiais apresentaram radiopacidade superior à do esmalte (Dispersalloy, Ketac Silver, Zonalin, Fosfato de zinco, Shofu Lin, Ful-Fil, KetacBond, P-30, Cavalite, Dycal). Porém a maior parte dos cimentos de ionômero de vidro apresentava uma radiopacidade superior a da dentina, podendo ser considerados como materiais adequados para base e forramento. Corpos de prova com 3 mm de espessura foram confeccionados e comparados ao esmalte e dentina. Suas radiopacidades foram avaliadas através de um densitômetro manual, por quatro dentistas. As marcas comerciais de amálgama foram as que obtiveram os maiores valores de radiopacidade. Os autores ainda sugerem, que um material com uma radiopacidade igual ou maior que a da dentina, assegura que ele não seja confundido com lesão de cárie.

Em pesquisa feita por Zytkevitz e Piazza em 1990, na qual foi avaliada a radiopacidade de seis marcas comerciais de cimentos ionoméricos concluíram que, entre Chelon Fill, Ketac Cem Ceram Lim, Ceram Fill, Chelon Silver e Cavilite, o cimento Chelon Silver é o que apresenta a maior radiopacidade. De acordo com os autores, isso se deve à presença de partículas de prata ligadas quimicamente à matriz desse material. Os cimentos Chelon Fill e Ceram Fill foram os que apresentaram as radiopacidades mais baixas.

Matsumara et al., em 1993 radiografaram e avaliaram a radiopacidade de corpos de prova de igual espessura constituídos de cimento de ionômero de vidro para cimentação, fragmento dental, alumínio e cimento de policarboxilato, demonstrando que a radiopacidade do cimento de ionômero de vidro HY-Bond Glass Ionomer C foi mais baixa que a da dentina. Segundo os autores, o pó dos cimentos de ionômero de vidro possui uma grande quantidade de componentes de alumínio e silício, que apresentam baixos valores de radiopacidade, tornando o material radiolúcido.

A radiopacidade de cimentos resinosos (Heliomolar adhesive inlay system, Dual cement Clearfil, Porcelite, Herculite Duocement, Brilliant adhesive cement, Tulux Cem Dicor MGC), cimentos ionoméricos (Baseline, Fuji Lining, Ionosit, Ketac

Bond, Vitra-Bond, Ziommer) e resina composta (Brilliant, Clearfil CR, Estilux, Heliomolar, Herculite, Prisma, Visiomolar) foi estudada por Akerboon et al. em 1993. Segundo eles, em corpos de prova de igual espessura (4 mm), a resina é o material que apresenta a maior radiopacidade, seguida pelos cimentos resinosos e pelos cimentos de ionômero de vidro. Comparando com a radiopacidade de 4 mm de alumínio, Ionosit e Ziommer apresentaram-se menos radiopacos, enquanto que Ketac Bond, Vitra-Bond, Fuji Lining e Baseline apresentaram-se mais radiopacos.

Shah et al. (1997) ao estudarem a radiopacidade de materiais usados como base e forramento, recomendaram que os cimentos de ionômero de vidro resino modificados passem a ser formulados de maneira que tenham a sua radiopacidade aumentada. Os autores compararam amostras com 1 mm de diâmetro de dois cimentos de óxido de zinco e eugenol (Kalzinol e IRM), um cimento de fosfato de zinco (SS White), três cimentos de ionômero de vidro resino modificados (Vitrebond, Fuji Lining LC e Photac Bond) e um cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac Bond) ao esmalte, dentina e a uma escala de alumínio. Com o auxílio de um densitômetro, calcularam os valores de densidade óptica para cada amostra, concluindo que todos os materiais apresentaram-se mais radiopacos do que a dentina. O cimento de óxido de zinco e eugenol Kalzinol apresentaram a maior radiopacidade entre os materiais, seguido pelo cimento de fosfato de zinco. Entre os cimentos de ionômero de vidro resino modificados, o Vitrebond foi o mais radiopaco, enquanto que o Fuji Lining LC o mais radiolúcido. Porém, o ionômero de vidro convencional Ketac Bond apresentou-se mais radiopaco em relação aos três resino modificados.

Em 1998, Wenzel et al. simularam uma cavidade classe II em molar e classe III em canino e restauraram com amálgama, resina composta, cimento de ionômero de vidro convencional e modificado por resina para, através de um sistema digital, avaliar a radiopacidade dos materiais. Verificaram que na restauração do molar, o ionômero Ketac Molar apresentou a menor radiopacidade, enquanto o amálgama, a maior. Já para a restauração do canino, a maior radiopacidade ficou com a resina composta, seguida pelos ionômeros Fuji II LC e Photac-Fil.

De acordo com Marouf e Sidhu (1998), a adição de pigmentos para criar diferentes cores dos ionômeros de vidro, não altera a radiopacidade do produto. Eles testaram as diferentes cores disponíveis no mercado de três marcas de cimentos de ionômero de vidro, através da confecção de corpos de prova com 1 mm de

espessura e análise através de um densitômetro. Segundo os autores, o Fuji II LC, apresentou maior radiopacidade, seguido pelo Vitremer e Photac-Fil.

Ao analisar as radiografias obtidas, através de densitometria, nove cimentos de ionômero de vidro, Gegler et al. (1999) chegaram à seguinte ordem decrescente de radiopacidade: Chelon silver, Variglass DY, Variglass azul, Fuji II LC, Vitrebond, Vitremer restauração, Vitremer cimentação, Vidrion F e Chelon Fill. Além disso, realizaram também restaurações Classe I com cada um dos ionômeros em um dente pré molar e radiografaram, para que dez observadores atribuísem valores de 1 a 9 para as imagens radiográficas, sendo 1 para mais radiopaca e 9 para menos radiopaca. Os valores correspondentes ao mais e menos radiopacos foram atribuídos pela maioria dos observadores aos ionômeros Chelon Silver e Chelon Fill, respectivamente. Com exceção de um observador, todos classificaram o Vidrion F como sendo o segundo mais radiolúcido.

Em um estudo onde a radiopacidade de materiais foi analisada através de método visual de radiografias, Hara et al. (2001a) concluíram que os ionômeros Vitremer e Fuji II LC apresentaram uma radiopacidade satisfatória, uma vez que se apresentou maior do que a do esmalte e dentina. Já o Photac-fil apresentou-se menos radiopaco quando comparado ao esmalte e a dentina. Esse mesmo grupo de pesquisadores, em uma segunda parte (Hara et al., 2001b) do trabalho desenvolvido anteriormente, mediu a radiopacidade através de um densitômetro e confirmaram que o CIV Photac-fil apresenta uma radiopacidade menor do que a do esmalte e dentina, assim como o Ketac Fil, devendo-se evitar o emprego desses materiais sob restaurações.

Com o objetivo de avaliar a radiopacidade de quatro materiais estéticos em relação à dentina, Hehn et al. (2003) confeccionaram preparos cavitários padronizados em 12 pré molares e estes foram restaurados com as resinas compostas Charisma, Herculite, Z250 e cimento de ionômero de vidro Vitremer. De cada dente restaurado, foi feita uma radiografia e as imagens foram digitalizadas e armazenadas no formato JPEG. Os valores médios dos níveis de cinza e o desvio padrão foram obtidos através do programa Photoshop v.6.0. Os materiais restauradores avaliados apresentaram radiopacidade maior que a da dentina, na seguinte ordem decrescente: Herculite, Charisma, Z250 e Vitremer, sendo possível diferenciá-los da dentina adjacente em exames radiográficos.

Com o objetivo de comparar, através de três programas digitais (Adobe Photoshop®, Image Lab® e Image Tool®), a densidade óptica de três cimentos de ionômero de vidro associados à estrutura dental, Bagatini et al. (2004) confeccionaram corpos de prova com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm e digitalizaram as radiografias dos materiais para a análise. Concluíram que as médias de densidade óptica, obtidas através de diferentes programas, não diferem significativamente entre si e que a radiopacidade de todos os ionômeros foi significativamente maior que da dentina, independente da espessura do corpo de prova. O ionômero que apresentou a maior radiopacidade foi o Vitro Fil, enquanto que o Vidrion e Vitremer não apresentaram diferenças significantes entre si.

Em 2006, Fonseca et al. estudaram a radiopacidade de alguns materiais de base, forramento e cimentação, confeccionando corpos de prova com 2mm de espessura para comparar com a mesma espessura de esmalte e dentina, e com uma escala de alumínio. Foi usado um sistema de raios-X digital (Digora System, Helsinki, Finlândia) que possui um software capaz de medir as curvas de densidade das radiografias digitais obtidas e consequentemente, os valores dos níveis de cinza, em pixels. Todos os materiais apresentaram uma radiopacidade maior que a da dentina. Vitro Cem e Fuji II LC apresentaram os maiores valores de radiopacidade, sendo considerados estatisticamente similares. Vitrebond e Ketac Bond possuíram radiopacidade superior ao esmalte dental, assim como o Vitro Cem e Fuji II LC. Vidrion F apresentou radiopacidade estatisticamente igual a do esmalte, e maior que do Vidrion C, que ficou com o menor valor de radiopacidade, sendo estatisticamente igual à dentina.

Hamida (2007) comparou a radiopacidade de três materiais forradores, sendo um hidróxido de cálcio pró-análise (P.A, Vetec Química Fina Ltda), um cimento de ionômero de vidro (Magic Glass, Vigodent) e um vidro bioativo (Perioglas, Novabone). Para isso, confeccionou corpos de prova que variavam entre 0.5mm e 3.0mm e comparou com as mesmas espessuras de esmalte e dentina, e com uma escala de alumínio, obtendo os valores de densidade óptica através de um fotodensitômetro. Concluiu-se que todos os materiais apresentaram imagens de aspecto radiolúcido quando comparadas ao esmalte, em todas as espessuras. Concluiu ainda que há uma diferença estatística de densidade óptica à medida que a espessura aumenta e que o esmalte apresenta mais radiopacidade que a dentina.

A radiopacidade de uma marca de cimento de ionômero de vidro convencional (Vivaglass Liner) e uma de hidróxido de cálcio (Hydro-C) foram comparadas com a estrutura dental por Pires de Souza et al. (2010), através de um fotodensitômetro. Para isso, foram confeccionados corpos de prova com espessuras que variavam entre 0.5mm e 3mm. O cimento de ionômero de vidro apresentou valores de densidade óptica abaixo das estruturas dentais, com exceção para o corpo de prova com 2mm de espessura, que apresentou valor de densidade óptica maior do que a mesma espessura do esmalte, porém sem diferença estatística entre eles. Concluem que a espessura do material forrador contribui com sua radiopacidade, tornando-se maior conforme a espessura aumenta. Concluem ainda que não é possível diferenciar radiograficamente imagens de dentina e esmalte com espessura de até 1.5 mm e que os materiais de forramento não devem ser usados em uma espessura entre 1.5 e 2.0 mm em casos onde a espessura do remanescente dental seja similar a esta, pois não seria possível diferencia-los da estrutura dental.

Com o objetivo de avaliar a radiopacidade de cinco marcas comerciais de cimentos de ionômero de vidro utilizados como forramento e comparar com esmalte e dentina, Lima et al. (2010) confeccionaram corpos de prova com 0.5 mm de espessura e utilizaram um sistema de radiografia convencional. Após serem processadas, as radiografias foram digitalizadas e os valores de densidade óptica foram convertidos em graus de cinza através de um programa de computador. Concluíram que todos os materiais estudados apresentaram radiopacidade inferior a radiopacidade do esmalte. Ketac Molar, Magic Glass, Fuji II LC e Vitrebond apresentaram radiopacidade entre esmalte e dentina, enquanto que Vidrion F e Ionomaster apresentaram radiopacidade inferior a radiopacidade da dentina.

2.2 Resina Composta Flow

A primeira geração de resinas compostas com baixa viscosidade foi introduzida em 1996, mantendo o mesmo tamanho de partículas dos compósitos híbridos tradicionais, reduzindo o conteúdo de carga e aumentando a proporção dos monômeros solventes em sua formulação, o que permitiu uma redução em sua

viscosidade. Essa redução na viscosidade permite uma melhor adaptação às paredes internas da cavidade, em áreas de difícil acesso e uma inserção mais fácil, sendo assim indicada para regularização das paredes cavitárias.

Bayne et al. (1998), afirmaram que as resinas compostas flow apresentam de 20% a 25% menos conteúdo de carga em relação aos compósitos tradicionais, o que proporciona melhores propriedades mecânicas a esse tipo de resina. Outras indicações tem sido atribuídas a esse material, como forramento, selante de fóssulas e fissuras, correção de defeitos na margem da restauração ou fendas e em restaurações Classe I e V (Attar et al., 2003).

A radiopacidade das resinas compostas flow é um ponto clinicamente relevante, uma vez que devido às suas indicações, ela pode ser usada como incremento inicial das restaurações em dentes posteriores.

Utilizando corpos de prova com 2 mm de espessura, Bouschlicher et al., em 1999, avaliaram a radiopacidade através de um densitômetro de transmissão, de 6 marcas de resina composta flow, comparando com a mesma espessura de esmalte e dentina. Todos os materiais testados apresentaram radiopacidade maior ou igual à da dentina, estando de acordo com a norma ISO 4049. Três delas (FloRestore, AeliteFlo e Revolution) obtiveram uma radiopacidade entre aquela apresentada pelo esmalte e a dentina. A resina flow Ultraseal XT apresentou média de radiopacidade equivalente a da dentina, enquanto que as resinas Flow-It e Tetric Flow apresentaram radiopacidade maior que a do esmalte. Assumindo que os materiais deveriam apresentar uma radiopacidade similar ou maior que a do esmalte para que possam ser evidenciados facilmente na radiografia, apenas Flow-It e Tetric Flow estariam apropriadas para uso em cavidades Classe I e II, de acordo com os pesquisadores.

Ainda em 1999, Murchison et al. confirmaram os resultados encontrados por Bouschlicher et al, onde somente as resinas compostas Tetric Flow e Flow-It, além da Crystal Essence apresentaram radiopacidade igual ou maior que a do esmalte. A análise da radiopacidade foi feita através de um fotodensitômetro e de valores digitais de pixels, com corpos de prova de 2 mm de espessura. As outras 5 resinas flow estudadas (AeliteFlo, Revolution, VersaFlo, Ultraseal XT e FloRestore) apresentaram radiopacidade semelhante ou superior à da dentina, porém sem apresentarem diferenças estatisticamente.

Ao estudarem a radiopacidade dos materiais para restaurações estéticas diretas, Turgut et al., 2003 incluíram no estudo 3 marcas de resina composta flow. Foram confeccionados corpos de prova com 1 mm de espessura e suas radiopacidades foram medidas através de um densitômetro de transmissão. Heliomolar Flow e Surefil apresentaram radiopacidades superiores à do esmalte, enquanto que a radiopacidade da Composan LCM Flow foi maior que a da dentina e menor que a do esmalte.

Entre as resinas compostas flow testadas por Attar et al. em 2003, a Tetric Flow apresentou o maior valor de radiopacidade, sendo maior do que a do esmalte, enquanto que Wave e Revolution Formula 2 apresentaram os menores valores, abaixo ou equivalentes aos valores de radiopacidade da dentina. Apesar desse resultado, todos os materiais estão de acordo com o padrão ISO 4049, uma vez que apresentaram radiopacidade igual ou maior que a mesma espessura do alumínio.

Analisando a radiopacidade de resinas compostas através de um densitômetro de transmissão e também por um sistema digital (Digora FMX), Sabbagh et al. (2004) prepararam corpos de prova com 2 mm de espessura. Entre as resinas compostas do tipo flow incluídas no trabalho estavam: AeliteFlo, Arabesk-Flow, Duract-Flow, Flow Line, Revolution, Tetric Flow e Wave. Todos os materiais apresentaram radiopacidade igual ou superior à mesma espessura de alumínio, porém, somente a Tetric Flow apresentou radiopacidade maior que a do esmalte. Os autores atribuem esse resultado ao fato de que a Tetric Flow apresenta em sua composição os elementos químicos Ítrio e Itérbio, que possuem alto número atômico, o que proporciona um alto valor de radiopacidade.

Para determinar a radiopacidade de materiais restauradores utilizando imagens digitais, Salzedas et al. (2006) confeccionaram corpos de prova com 2 mm de espessura para comparar com cortes de mesma espessura de esmalte e dentina, além de utilizar uma escala de alumínio de nove degraus. O sistema digital utilizado foi o Digora e após a exposição dos raios x, foram feitas cinco leituras de valores de cinza para cada material, determinando assim uma média de densidade. A radiopacidade dos materiais, em ordem decrescente foi: TPH, F2000, Synergy, Prisma Flow, Degufill, Luxat. Apenas o Luxat apresentou radiopacidade inferior ao esmalte e a dentina. Degufill não diferiu estatisticamente do esmalte e TPH. F2000, Synergy e Prisma Flow apresentaram radiopacidade superior ao esmalte. Os autores concluem que a avaliação dos materiais disponíveis no mercado é

necessária, proporcionando assim informações adicionais aos profissionais que os utilizarão.

Em 2007, Imperiano et al. estudaram 4 marcas de resina composta flow, confeccionando corpos de prova com 2 mm de espessura, para terem suas radiopacidades comparadas com uma escala de alumínio, através de um densitômetro. Flow-It apresentou-se mais radiopaco do que os outros materiais, seguido por Filtek Flow, Natural Flow e Protect Liner F. Natural Flow apresentou radiopacidade equivalente a 1.5 mm de alumínio, portanto inferior à mesma espessura utilizada para o corpo de prova, 2 mm. Protect Liner F apresentou radiopacidade menor do que a encontrada em 1 mm de alumínio. Portanto, os autores concluem que esses dois últimos materiais poderiam comprometer um correto diagnóstico radiográfico, onde o clínico poderia interpretar a imagem do material como cárie secundária ou defeito marginal.

Para avaliar a influência de materiais restauradores na interpretação radiográfica, Pedrosa et al. (2007) selecionaram trinta dentes e os dividiram em três grupos, compostos por 10 dentes cada: dentes hígidos, dentes restaurados com resina composta TPH Spectrum e dentes restaurados com resina composta TPH Spectrum tendo como base a resina de baixa viscosidade Natural Flow. Os dentes foram então radiografados e as imagens radiográficas foram avaliadas por seis examinadores de diferentes especialidades odontológicas. Na avaliação, os examinadores responderam a um questionário a respeito da existência ou não de imagem compatível com dentes hígidos ou restaurados e se os dentes restaurados apresentavam ou não imagem sugestiva de cárie secundária. Concluíram que a resina Natural Flow, quando usada como base, e a resina TPH Spectrum não influenciam significativamente na interpretação de imagens radiográficas sugestivas de cárie secundária, apesar da baixa radiopacidade da resina flow.

Ergücü et al., em 2010, prepararam corpos de prova com 1 mm de espessura de esmalte, dentina e das seguintes resinas flow: Clearfil Majesty Flow, Estelite Flow Q, Tetric N Flow, Esthet X Flow, Filtek Supreme XT Flow e Gradia Direct LoFlo. Utilizaram também uma escala de alumínio para comparar a radiopacidade dos materiais, através do escaneamento das radiografias para seguir com uma análise digital, determinando assim os valores de cinza, em pixels, para cada corpo de prova. Os materiais que apresentaram os menores valores de radiopacidade, equivalentes à mesma espessura de alumínio e de dentina, foram Gradia Direct

LoFlo e Estelite Flow Q, enquanto que Clearfil Majesty Flow e Tetric N Flow foram, aproximadamente, duas vezes mais radiopacos do que a mesma espessura de alumínio, 1 mm, e mais radiopaco do que o esmalte. Esthet X Flow apresentou uma radiopacidade entre esmalte e dentina e Filtek Supreme XT Flow apresentou radiopacidade semelhante estatisticamente a do esmalte. Os autores concluem que há uma grande variação entre as radiopacidades, devendo o clínico ter cuidado ao selecionar o material que seja apropriado para evitar o diagnóstico incorreto de cárie secundária sob restaurações de dentes posteriores, necessitando assim, mais estudos sobre o assunto.

2.3 Cimento de Hidróxido de Cálcio

O cimento de hidróxido de cálcio é usualmente indicado em restaurações como material protetor do complexo dentino pulpar, pois é considerado um material biológico, otimizando o processo reparativo da polpa frente a uma lesão extensa de cárie ou para exercer papel de proteção frente às agressões que a estrutura dental possa sofrer frente ao processo restaurador.

Muitos estudos relatam as vantagens dos cimentos de hidróxido de cálcio devido às suas propriedades biológicas, porém poucos estudos avaliaram a radiopacidade destes materiais.

Dentre algumas vantagens desse tipo de cimento, Cox; Suzuki (1994) citam: atividade bacteriostática, promoção de reparação do tecido, estímulo de fibroblastos devido ao seu alto pH, neutralização de pH ácido, custo acessível e fácil uso.

Além dessas vantagens, o cimento de hidróxido de cálcio permite a remineralização da dentina descalcificada e induz a formação de dentina esclerosada e reparadora, segundo Mc Comb (1983). Esse mesmo autor estudou a radiopacidade de 5 cimentos de hidróxido de cálcio (Dycal, Procal, Life, Renew, Reolit), através de corpos de prova com espessura de 0.6 mm e utilizando o método de radiografia convencional, seguida pela análise das mesmas através de um densitômetro. Concluiu que todas as marcas comerciais, exceto o cimento de hidróxido de cálcio Renew, apresentaram radiopacidade semelhantes e maiores que a da dentina, o que permitiria sua detecção através de radiografias.

Antes disso, porém, Abreu et al., em 1977, avaliaram a radiopacidade de materiais dentais, incluindo 2 marcas de cimento de hidróxido de cálcio: Hydrex e Dycal. A avaliação foi feita através de um densitômetro e as duas marcas estudadas apresentaram uma radiopacidade moderada, sugerindo que não são facilmente detectadas e diferenciadas da estrutura dental.

Com o intuito de estudar a radiopacidade de três cimentos de hidróxido de cálcio (Dycal, Renew e Life), Montebelo Filho et al. (1992) radiografaram os corpos de prova e obtiveram a média de radiopacidade através de medidas feitas por um fotodensitômetro. Concluíram que o cimento de hidróxido de cálcio Renew apresentou o maior valor de radiopacidade, seguido pelo Dycal e finalmente pelo Life.

Em 2004, Devito et al. compararam a radiopacidade de 3 cimentos de hidróxido de cálcio (Hydro C, Dycal e Life), com a estrutura dental e uma escala de alumínio. A espessura utilizada foi de 1 mm e as medições feitas através de um densitômetro. Todos os materiais apresentaram valores de radiopacidades maiores que a da espessura equivalente a do alumínio e do esmalte. Apesar de estar de acordo com a norma ISO 4049, Life apresentou a menor radiopacidade quando comparado ao Hydro C e Dycal, que foram semelhantes.

Bissoli et al. (2008) analisaram 3 marcas comerciais de cimento de hidróxido de cálcio (Life, Dycal e Biocal) quanto a sua radiopacidade, através da radiografia digital e determinação dos níveis de cinza pelo programa Image Tool. Os corpos de prova foram confeccionados nas espessuras de 1, 2 e 3 mm. Conclui-se que para todas as marcas, à medida que a espessura aumenta, o valor de cinza obtido também aumenta, sugerindo maior radiopacidade. Entre os materiais, para todas as espessuras os valores radiopacidade obtidos foram maiores que o da dentina. Life apresentou a maior radiopacidade, seguido por Dycal e Biocal.

2.4 Métodos de avaliação de radiopacidade

Os trabalhos realizados anteriormente à introdução dos sistemas de radiografias digitais utilizavam a técnica de radiografia convencional, onde os corpos de prova eram posicionados sob um filme, para seguir com a tomada radiográfica. O

filme era então submetido aos processos de revelação e fixação e a radiopacidade era calculada através de um aparelho denominado densitômetro, com suas variações, como o fotodensitômetro e o densitômetro de transmissão. Esses aparelhos avaliam o grau de densidade óptica do filme radiográfico, onde os menores valores de densidade óptica correspondem à imagem mais radiopaca e os maiores valores de densidade óptica, correspondem à imagem mais radiolúcida, sendo que esta representa a área onde o filme recebeu exposição direta dos raios X (Montebelo Filho et al., 1992)

A introdução de sistemas de radiografias digitais na prática odontológica aconteceu há pouco tempo e veio oferecer aos profissionais e pacientes uma série de vantagens em relação às radiografias convencionais. Segundo Sabbah et al. (2004), reduziu-se o tempo de exposição do paciente às radiações ionizantes bem como o tempo para obtenção das imagens. Brucoli (2009) também cita como vantagens o armazenamento das imagens sem que haja perda de qualidade com o passar do tempo e sem o uso de espaço físico.

Segundo Van der Stelt (2000), uma imagem radiográfica convencional consiste do arranjo de grãos de prata na emulsão fotográfica. A densidade de prata depende da intensidade do feixe de raios-X. O contraste de radiação é um sinal analógico com intensidade contínua. Nos sistemas digitais, as medições de saída dos raios-X são armazenadas no computador como números. Esses valores são números absolutos de escalas de cinza disponíveis, que variam de 0 a 255.

Em 1998, Wenzel et al. questionaram o emprego do sistema digital para avaliação da radiopacidade dos materiais. Estes pesquisadores compararam a radiopacidade de alguns materiais resinosos ao amálgama, usando o filme radiográfico convencional e um sistema digital, Digora. O amálgama apresentou a maior radiopacidade usando o método convencional enquanto que com o sistema digital, ele não foi estatisticamente diferente da resina composta Herculite. Os autores atribuem esse resultado ao fato de que os sistemas digitais operam com um número absoluto de tons de cinza disponíveis, em contraste com a curva de densidade contínua da imagem do filme convencional. Concluem, portanto que os materiais de restauração podem ser diferenciados da estrutura dental com maior probabilidade através dos sistemas convencionais, necessitando mais estudos através dos sistemas digitais.

Porém, no mesmo ano, Gürdal e Akdeniz (1998) realizaram um estudo para comparar dois métodos de determinação de radiopacidade de materiais odontológicos. O primeiro deles é através da radiografia convencional, com a análise da densidade óptica dos corpos de prova através de um densitômetro e o segundo é através da digitalização da imagem radiográfica através de um scanner, para obtenção dos valores médios de cinza através do programa de computador Image Tool® 1.27. Entre os materiais estudados, para os dois métodos empregados, o amálgama foi o que apresentou a maior radiopacidade e entre as resinas compostas, Dyract foi a mais radiopaca. Com o sistema convencional, as diferenças de radiopacidade entre as resinas compostas Valux Plus, Clearfil AP-X, P50 e Brilliant não foi significativo e a resina composta Estilux Hybrid apresentou-se menos radiopaca, não diferindo estatisticamente da cárie ou dentina. Já com o sistema digital, o fragmento dental que apresentava lesão de cárie apresentou o menor valor de radiopacidade. Os autores concluem, portanto que através da análise digital foi possível distinguir com mais precisão as diferenças de radiopacidade entre lesão de cárie, dentina e materiais restauradores, enquanto que com o sistema convencional, isso não foi possível. Além disso, o sistema digital comparou e classificou a ordem de radiopacidade de uma maneira mais eficiente. Sugerem ainda que a análise através da imagem digital seja útil na prática clínica para detectar pequenas mudanças na densidade radiográfica.

No ano seguinte, com o objetivo de comparar a radiopacidade de nove resinas compostas flow, Murchison et al. (1999) fizeram a análise através de dois métodos: primeiro utilizando um densitômetro para determinar a radiodensidade da radiografia realizada e depois escaneando a radiografia para determinar, através do programa Image Tool, os valores médios de cinza de cada material estudado. Concluíram que a análise através do programa Image Tool permitiu um controle mais fácil da área de interesse, pois se delimita a região a ser medida, além de apresentar o valor da radiopacidade automaticamente através do computador, independentemente da ação manual, como para o densitômetro. Além disso, encontraram um alto grau de correlação entre os dois métodos de análise, sugerindo que ambas as análises são apropriadas e válidas para estudos onde se comparam radiopacidades e que o Image Tool ainda apresenta uma vantagem adicional, devido à sua facilidade de uso.

Com o objetivo de avaliar a radiopacidade de três cimentos resinosos (Illusion, Panavia e Rely-X), por meio de radiografias digitais diretas, Villaça, em 2003, utilizou vinte e sete corpos de prova com 1, 2 e 3 mm de espessura e 5 mm de diâmetro, comparados a três dentes humanos desgastados na mesma espessura. A captação das imagens foi feita através de radiografia digital direta RVG Trophy 2000®, sendo o grau de radiopacidade obtido através de um programa de computador. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os três cimentos, no entanto os mesmos apresentam o valor da radiopacidade maior que a dentina e o esmalte.

Sabbagh et al. (2004) relatam dois principais sistemas disponíveis para radiografia digital direta. O primeiro deles é baseado no sistema de “charged coupled devices, ou dispositivo de carga acoplada (CCD), onde é utilizado um sensor intra oral conectado diretamente a um computador, através de um cabo, como nos sistemas CDR (Computed Dental Radiology), RVG (Radiovisiography) e SenS-A-Ray”. O segundo baseia-se na tecnologia de armazenamento de fósforo e utiliza uma placa de imagem de fósforo fotoestimulada (PSP), com mesmo tamanho e espessura de um filme periapical, como por exemplo, os sistemas Digora e DenOptix. Esse sistema não apresenta fios ligados a um computador e por isso dependem de um scanner para transferir a imagem após a exposição aos raios-X. Neste mesmo trabalho, eles analisaram a radiopacidade de materiais resinosos através da radiografia convencional e da digital, utilizando o sistema Digora. E concluíram que, apesar de alguns materiais apresentarem radiopacidade maior ou menor com o sistema digital do que com o convencional, há uma correlação entre os resultados obtidos pelos dois sistemas. Consideram ainda que a comparação dos valores de cinza obtidos para cada amostra, em pixels, com os valores equivalentes da escala de alumínio apresenta-se como um método adequado para determinação de radiopacidade.

Para comparar o desempenho de três sistemas digitais em relação à densidade óptica de cimentos de ionômero de vidro, Hehn et al. (2007) confeccionaram 36 corpos de prova em forma de disco com três diferentes marcas de cimentos de ionômeros de vidro restauradores (Vitremer, Vidrion R e Vitro Fill), nas espessuras de 1, 2, 3 e 4 mm. Para simulação dos tecidos dentais foi utilizada uma coroa íntegra de um segundo pré molar humano, seccionada no sentido mésio-distal, de maneira que a coroa ficasse separada em duas metades: vestibular e

lingual. As metades foram novamente unidas através de uma cera utilidade, mantendo um espaço entre elas de 4 mm, onde os discos de ionômero foram inseridos, um a um. Cada corpo de prova foi submetido à tomada radiográfica em cada um dos sistemas digitais: DenOptix®, CygnusRay® MPS e Digora®. Foram então obtidas as medidas de radiopacidade, em valores de pixels, selecionando uma área sobre a imagem do corpo de prova. Verificou-se que existe diferença significativa nas médias dos valores de leitura da densidade óptica entre os sistemas digitais utilizados. As maiores médias foram determinadas no sistema Cygnus, seguido pelo sistema DenOptix e, por fim, com menores valores, o sistema Digora. Entretanto, quando comparadas às médias das variações de radiopacidade decorrentes do aumento na espessura do corpo de prova de um mesmo material, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, sugerindo que os sistemas se comportaram de maneira semelhante. Concluem que apesar de os sistemas apresentarem diferenças, eles oferecem imagens de qualidade aceitável.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi avaliar, através de um sistema de radiografia digital, a radiopacidade de materiais indicados para base e forramento de restaurações dentais.

Foram avaliados cimentos de ionômero de vidro, resinas compostas flow e cimentos de hidróxido de cálcio disponíveis comercialmente e comparados:

- entre si na mesma espessura
- com a dentina e com o esmalte
- em diferentes espessuras

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Preparo dos corpos de prova

Para este estudo foram avaliadas 11 marcas comerciais de cimentos de ionômero de vidro, 5 marcas de cimentos de ionômero de vidro resino modificados (CIVRM), 8 marcas de resina composta flow (RC Flow) e 4 marcas de cimento de hidróxido de cálcio. Os detalhes de marca, fabricante, composição e lote e são apresentados nas Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3.

Tabela 4.1 - Marca, fabricante, tipo de material, lote e composição dos CIVs utilizados

PRODUTO	FABRICANTE	TIPO DE MATERIAL	LOTE	COMPOSIÇÃO
Magic Glass	Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil	CIV	017/09	Pó: cristais de fluorossilicato radiopaco, ácido poliacrílico e pigmentos. Líquido: copolímero dos ácidos: poliacrílico, maleico, itacônico, tartárico e água purificada.
Maxxion	FGM, Joinville, SC, Brasil	CIV	041209	Vidro de aluminofluossilicato, ácido poliacrílico, fluoreto de cálcio, água.
Maxxion Radiopaco (Maxxion R)	FGM, Joinville, SC, Brasil	CIV	230410	Pó: ionômero de vidro micronizado, pigmentos (óxido de ferro), estrôncio e fluoretos. Líquido: ácidos poliacrílico, tartárico e itacônico, água deionizada
Riva Self Cure (SC)	SDI, Austrália	CIV	B0802192	Pó: fluorossilicato, estrôncio, ácido poliacrílico. Líquido: ácidos poliacrílico e tartárico, água.
Ionomaster	Wilcos, Petrópolis, RJ, Brasil	CIV	ADP1585	Pó: vidro de partículas de fluorossilicato de cálcio, ácidos tartárico e cítrico. Líquido: água destilada e ácido carboxílico.
Vitrofil	DFL, Rio de Janeiro, Brasil	CIV	08060841	Pó: silicato de estrôncio e alumínio, ácido poliacrílico desidratado e óxido de ferro. Líquido: ácidos poliacrílico e tartárico, água destilada.

Bioglass R	Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil	CIV	979/08	Pó: fluorsilicato de cálcio, bário e alumínio, ácido poliacrílico e cargas inorgânicas. Líquido: ácido poliacrílico, tartárico e água deionizada.
Bioglass F	Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil	CIV	292/09	Pó: fluorsilicato de cálcio, bário e alumínio, ácido poliacrílico, tartárico e água deionizada. Líquido: ácido poliacrílico, tartárico e água deionizada.
Vidrion F	SS White, Rio de Janeiro, Brasil	CIV	0040410 (pó)/ 0030410 (liq)	Pó: fluorsilicato de sódio, cálcio e alumínio, sulfato de bário, ácido poliacrílico, pigmento óxido ferroso. Líquido: ácido tartárico e água destilada.
Vidrion R	SS White, Rio de Janeiro, Brasil	CIV	0050410 (pó)/ 0020310 (liq)	Pó: fluorsilicato de sódio, cálcio e alumínio, sulfato de bário, ácido poliacrílico, pigmentos. Líquido: ácido tartárico e água destilada.
Ketac Molar Easymix	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	CIV	383367	Pó: vidro de fluorsilicato, estrôncio e lantânio. Líquido: ácidos policarbônico e tartárico, água.
Riva Light Cure (LC)	SDI, Austrália	CIVRM	J0804281	Pó: fluoraminosilicato, estrôncio, ácido policarboxílico. Líquido: ácidos policarboxílico e tartárico, água.
Vitremer	3M , Sumaré SP, Brasil	CIVRM	0912000283	Pó: carga tratada e persulfato de potássio, fluoraminosilicato, óxido de zinco e de estrôncio. Líquido: copolímero do ácidoacrílico e itacônico, água, metacrilato de 2-hidroxietila
Vitrebond	3M , Sumaré SP, Brasil	CIVRM	20070228	Pó: fibra de vidro, cloreto de difeniliodônio, fluoraminosilicato, óxido de zinco, óxido de estrôncio. Líquido: copolímero do ácido acrílico e itacônico, água, metacrilato de 2-hidroxietila
Ionosit	DMG	CIVRM		Ionômero de vidro em matriz polimerizável de ácido policarbônico e outros compostos resinosos fotopolimerizáveis. Contém flúor e íons de zinco.
Ionoseal	VOCO, Cuxhaven, Alemanha	CIVRM	0839115	Ionômero de vidro com compostos resinosos fotopolimerizáveis, flúor.

Tabela 4.2 – Marca, fabricante, lote e composição das RC Flow utilizadas

PRODUTO	FABRICANTE	LOTE	COMPOSIÇÃO
Surefil SDR	Dentsply, Milford, USA	091130	Vidro de bário-alumínio-fluor-borosilicato, vidro de estrôncio alumínio-fluor-silicato, resina modificada de dimetacrilato uretano, dimetacrilato bisfenol A etoxilado, dimetacrilato trietilenglicol, fotoiniciadores de canforoquinona, estabilizador UV, dióxido de titânio, pigmentos de óxido de ferro.
Wave	SDI, Austrália	080277N	Dimetacrilatos, Bis-GMA, fotoiniciadores, pigmentos a Bse de óxido de ferro, vidro de estrôncio.
Fill Magic	Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil	017/09	Monômeros metacrilatos, sílica pirogênica, silicato de bário e alumínio.
Natural Flow	DFL, Rio de Janeiro, Brasil	10030338	Bisfenol glicidil metacrilato(Bis-GMA), resinas de dimetacrilato, boro-alumínio silicato de vidro, sílica sintética e pigmentos.
Tetric	Ivoclar Vivadent, Schaan, Linchtenstein	L29380	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, trietilenoglicoldimetacrilato, vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de alumínio e bário, dióxido de silício, catalizadores, estabilizadores e pigmentos.
Te-Econom Plus	Ivoclar Vivadent, Schaan, Linchtenstein	N16154	Dimetacrilatos, partículas inorgânicas de carga, iniciadores, estabilizadores e corantes.
Tetric N	Ivoclar Vivadent, Schaan, Linchtenstein	N21912	Dimetacrilatos, vidro de bário, trifluoreto de itérbio, sílica dispersa, pigmentos, catalisadores e estabilizadores.
Opallis	FGM, Joinville, SC, Brasil	021210	Monômeros metacrílicos, canforoquinona, co-iniciadores, conservantes, pigmentos, micropartículas de bário alumino silicato e dióxido de silício nanoparticulado.

Tabela 4.3 - Marca, fabricante, lote e composição dos cimentos de hidróxido de cálcio utilizados

PRODUTO	FABRICANTE	LOTE	COMPOSIÇÃO
Liner	Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil	012/10	Base: sulfato de bário, aerossil, corante, butilenoglicol, disalicato. Catalisador: toluenossulfonamida, hidróxido de cálcio, óxido de zinco, estearato de zinco, corante.
Hydro C	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil	401579C	Base: Ester glicol salicilato, fosfato de cálcio, tungstato de cálcio, óxido de zinco e corantes minerais. Catalisador: etiltolueno sulfonamida, hidróxido de cálcio, óxido de zinco, dióxido de titânio, estearato de zinco e corantes mineais.
Hydcal	Technew, Madalena, Portugal.	10021	Base: Ester glicol salicilato, salicilato de metila, sulfato de bário, dióxido de titânio, sílica e pigmento de óxido de ferro. Catalisador: hidróxido de cálcio, óxido de zinco, pigmento de óxido de ferro, estearato de zinco, etil-tolueno sulfonamida e água.
Dycal	Dentsply, Petrópolis, Rj, Brasil	341680C	Base: Ester glicol salicilato, fosfato de cálcio, tungstato de cálcio, óxido de zinco e corantes minerais. Catalisador: etiltolueno sulfonamida, hidróxido de cálcio, óxido de zinco, dióxido de titânio, estearato de zinco e corantes minerais.

Os corpos de prova foram confeccionados a partir de matrizes circulares de plástico, com 4 mm de diâmetro, pré fabricadas e padronizadas, apoiadas sobre uma tira de poliéster (Probem Laboratório de produtos Farmacêuticos e Odontológicos Ltda, Catanduva, SP, Brasil), posicionada sobre uma placa de vidro (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Matriz de plástico nas espessuras de 1mm, 2mm, e 3mm. (A) vista superior; (B) vista lateral

Foram confeccionados 3 corpos de prova para cada cimento de ionômero de vidro e resina composta flow, nas espessuras de 1 mm, 2 mm e 3 mm. Três repetições para cada uma das espessuras, provenientes de diferentes manipulações foram realizadas, totalizando 9 corpos de prova para cada material. Para a confecção dos corpos de prova dos cimentos de hidróxido de cálcio, somente foi utilizada a matriz com espessura de 1 mm, totalizando assim 3 corpos de prova para cada marca desse material. (Figura 4.2)

Figura 4.2 – Corpos de prova após a presa do material, nas diversas espessuras

Preparo do cimento de ionômero de vidro

Cada marca comercial de CIV foi aglutinada seguindo a proporção e instruções fornecidas pelo fabricante sobre um bloco de papel para espatulação. A seguir, o material foi inserido em uma ponta dispensadora para a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) e levado para a matriz até o seu total preenchimento, tomando-se o cuidado para evitar a formação de bolhas (Figura 4.3). Uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre os corpos de prova e então foi posicionada uma lâmina de vidro (Perfecta Ind. e Com., São Paulo, SP, Brasil) com 2mm de espessura, para comprimir o material e deixar a superfície lisa.

Os materiais que necessitavam de fotoativação foram fotopolimerizados pelo tempo preconizado pelo fabricante, que variou entre 20 segundos e 40 segundos, com o aparelho Degulux® Soft Start (Degussa Dental, Alemanha).

Figura 4.3 – Seringa e ponta aplicadora utilizada na inserção dos materiais

Preparo da Resina Composta Flow

As resinas compostas flow foram inseridas a partir da própria seringa, utilizando a ponta aplicadora que acompanha o produto, através de incrementos de 2 mm. Para o preparo dos corpos de prova com 3 mm de espessura, era feita a inserção e fotoativação dos primeiros 2 mm e em seguida a do 1 mm restante para completar o preenchimento da matriz. Uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre os corpos de prova e então foi posicionada uma lâmina de vidro (Perfecta Ind. e Com., São Paulo, SP, Brasil) com 2 mm de espessura, para comprimir o material e deixar a superfície lisa.

Os materiais foram fotoativados pelo tempo indicado pelo fabricante, que variou entre 20 segundos e 40 segundos, com o aparelho Degulux® Soft Start (Degussa Dental, Alemanha).

Preparo do Cimento de Hidróxido de Cálcio

O cimento de hidróxido de cálcio foi manipulado, na proporção de uma porção de pasta base para uma porção de pasta catalisadora e inserido na matriz com o auxílio de um aplicador de hidróxido de cálcio (referência 10120, SSWhite, Rio de Janeiro, Brasil). Uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre as amostras e então foi posicionada uma lâmina de vidro (Perfecta Ind. e Com., São Paulo, SP, Brasil) com 2 mm de espessura, para comprimir o material e deixar a superfície lisa.

Preparo dos espécimes

Após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (protocolo 01/11 – Anexo A), foram utilizados três terceiros molares humanos recém extraídos, de uma mesma paciente, para a obtenção dos espécimes de esmalte e dentina. Para isso, os dentes tiveram suas coroas separadas das raízes e a porção oclusal eliminada. De cada coroa foi seccionado apenas um fragmento, no sentido transversal, com espessura de 1 mm, 2 mm ou 3 mm, seguindo a metodologia proposta por Ergucu et al, 2010. Todas as secções foram feitas através de uma cortadeira automática (Labcut 1010, Extec, EUA). Para o ajuste da espessura, os fragmentos foram levados a uma politriz (Buehler Automet 2000, EUA), com disco abrasivo de granulação 600, até a obtenção da espessura desejada, conferida através de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana Ltda. Brasil). Dessa forma, os espécimes resultantes eram compostos por esmalte ao redor e dentina no centro (Figura 4.4).

Figura 4.4 – 1mm, 2mm e 3mm de esmalte e dentina (A) vista superior; (B) vista lateral

Escala de alumínio

Foi utilizada, como controle, uma escala de alumínio, com 38 mm de comprimento X 19mm de largura (#90-951, Margraf Corporation, Jenkintown, PA, EUA), em forma de escada, com 9 degraus, onde o primeiro tem 1mm e o último

9mm. Essa escala é composta por 98.3% de alumínio, 0.08% de cobre, 0.5% de silício, 0.9% de magnésio e 0.22% de cromo (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Escala de alumínio. (A) vista superior; (B) vista lateral

4.2 Procedimentos radiográficos

Os corpos de prova de mesma espessura eram posicionados sobre um sensor digital (RVG 5000 Kodak , Kodak Company, França) que por sua vez era fixado a um suporte de alumínio para mantê-lo paralelo ao plano horizontal e permitir uma tomada radiográfica no sentido perpendicular ao plano horizontal, uniformizando a tomada radiográfica. Para controlar o posicionamento dos corpos de prova, um dispositivo de prata foi aplicado no canto superior direito do sensor. (Figuras 4.6 e 4.7).

Figura 4.6 – Sensor digital

Figura 4.7 – Posicionamento do sensor digital e dos corpos de prova

Era feita então a tomada radiográfica com o aparelho de raios-X periapical Gnatus (70kVp – 7mA, Gnatus Equipamentos Odontológicos LTDA, Ribeirão Preto, SP, Brasil) conectado ao sistema digital Kodak RVG 5000 (Trophy for Eastman Kodak Company, França), com tempo de exposição de 0.32 segundos e a uma distância de 30 cm. O equipamento de raios-X era mantido sempre na mesma posição, movendo-se somente o sensor para a troca dos corpos de prova (Figura 4.8).

Figura 4.8 – Tomada radiográfica

As imagens radiográficas obtidas foram salvas e armazenadas diretamente em um computador (Samsung SyncMaster 753DFX) conectado ao aparelho digital por meio do programa que acompanha o sistema, Software Kodak Dental Imaging (Software 6.8 KDIS Patient File, Eastman Kodak Company, França). (Figuras 4.9 e 4.10)

Figura 4.9 – Tela inicial do sistema digital preparado para o disparo dos raios-X

Figura 4.10 – Exemplo da captação da imagem radiográfica digital

4.3 Procedimentos da análise digital

As imagens obtidas foram exportadas, no formato JPG (Joint Photographic Groups), de forma que ficassem disponíveis ao programa Image Tool® (versão 2.00, The University of Texas Health Science Center, San Antonio, USA). Foram obtidos histogramas dos níveis de cinza e suas representações numéricas, seguindo-se o método empregado por Brucoli, em 2009. Esse método consiste na criação de janelas de análise, que possuem dimensões definidas por quatro pontos, formando um retângulo. Essa janela era delimitada no centro de cada amostra, e os pontos que a delimitavam eram tabulados (fornecidos pelo programa Image Tool® nos eixos X e Y), de forma a criar a mesma janela (30 x 30 pixels) para todos os corpos de prova (Figura 4.11).

Figura 4.11 – Seta apontada para a delimitação da janela de análise no programa Image Tool

A partir da definição desta janela de análise, foi possível obter o histograma dos níveis de cinza, aplicando a ferramenta “histogram” do programa. Este, por sua vez, fornecia um gráfico do histograma e sua representação numérica, ou seja, o número de pixels em cada nível de cinza, onde o cinza mais escuro ou preto, recebe

o valor de 0 e o mais claro, ou branco, o valor de 255. Assim, o valor de cinza para cada corpo de prova foi obtido pelo número de pixels encontrado (Figura 4.12).

Figura 4.12 – Obtenção do histograma e seta destacando o valor de cinza fornecido pelo programa

4.4 Análise Estatística

O teste ANOVA foi utilizado para a comparação entre as médias dos valores de cinza dos materiais estudados, seguido pelo Teste de Tukey, utilizado para detectar as diferenças entre eles. O nível de significância foi de 5%.

Essa análise foi feita em duas partes: na primeira foram analisadas as diferenças de radiopacidade entre os materiais, separados conforme a espessura, sendo a marca comercial a variável. Na segunda parte, foram analisadas as diferenças de radiopacidade conforme a espessura, considerando, portanto a espessura como variável nesse momento.

5 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados divididos em seções, conforme o tipo de material estudado.

5.1 Cimento de ionômero de vidro

As médias dos valores de cinza para os cimentos de ionômero de vidro, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 1 mm, estão apresentados no Gráfico 5.1.

Gráfico 5.1 - Média dos valores de cinza dos cimentos de ionômero de vidro na espessura de 1 mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p > 0.05$)

O CIV Ionomaster foi o mais radiolúcido, apresentando valores de radiopacidade inferiores a 1 mm de alumínio e inferiores a radiopacidade da dentina. Maxxion, Bioglass R, Vidrion F, Bioglass F e Vidrion R apresentaram radiopacidade estatisticamente semelhante a 1 mm de alumínio e equivalente à radiopacidade da

dentina, com exceção dos materiais Maxxion e Bioglass R, que diferiram estatisticamente da dentina.

Maxxion R, Ionosit, Ionoseal, Ketac Molar e Vitremer apresentaram valores de radiopacidade entre esmalte e dentina. Apesar da média dos valores de cinza do Maxxion R ter sido superior à da dentina, não foi observada diferença estatística entre eles, sendo que esse material apresentou uma radiopacidade equivalente a 1 mm de alumínio. Ionosit, Ionoseal, Ketac Molar e Vitremer apresentaram valores de radiopacidade equivalentes a 2 mm de alumínio.

As médias de valores de cinza de Vitro Fil, Magic Glass, Vitrebond, Riva SC e Riva LC foram superiores à média do esmalte, porém somente houve semelhança da radiopacidade entre esmalte, Vitro Fil e Magic Glass. Esses dois materiais, assim como o esmalte, obtiveram radiopacidade equivalente a 2 mm de alumínio.

Vitrebond e Riva SC apresentaram radiopacidade equivalente a 3 mm de alumínio, enquanto que o material mais radiopaco, para essa espessura, foi o Riva LC, sendo que sua radiopacidade apresentou-se equivalente a radiopacidade de 4 mm de alumínio.

Para essa espessura, Ionomaster foi o menos radiopaco e Riva LC, o mais radiopaco.

Na Figura 5.1 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 1 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.1 – Imagem radiográfica dos corpos de prova dos CIVs estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 1 mm

As médias dos valores de cinza para os cimentos de ionômero de vidro, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 2 mm, estão apresentados no Gráfico 5.2.

Gráfico 5.2 - Média dos valores de cinza dos cimentos de ionômero na espessura de 2 mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p > 0.05$)

Ionomaster continuou se comportando como o material mais radiolúcido, não apresentando diferença significativa ($p > 0.05$) de radiopacidade com Maxxion e Bioglass R. Esses materiais apresentaram valores de radiopacidade equivalentes a 1 mm de alumínio e estatisticamente diferentes à espessura correspondente em dentina ou alumínio (2 mm).

O valor de radiopacidade de 2 mm de alumínio correspondeu ao valor da radiopacidade da dentina. Bioglass F, Vidrion F, e Vidrion R apresentaram valores de radiopacidade correspondentes a 2 mm de alumínio e estatisticamente semelhantes à radiopacidade da dentina.

Maxxion R, Ionosit e Ionoseal apresentaram radiopacidade entre dentina e esmalte, sendo que os dois últimos não diferiram estatisticamente do esmalte e apresentaram uma radiopacidade equivalente a 4 mm de alumínio. Maxxion R apresentou radiopacidade equivalente a 3 mm de alumínio.

Vitremer, Ketac Molar, Vitro Fil, Magic Glass, Vitrebond, Riva SC e Riva LC obtiveram radiopacidade superior à do esmalte, porém a radiopacidade dos três primeiros não diferiu significativamente da radiopacidade do esmalte.

A radiopacidade de Vitremer, Ketac Molar e Vitro Fil foi equivalente a 4 mm de alumínio. Magic Glass e Vitrebond apresentaram radiopacidade equivalente a 5 mm de alumínio, Riva SC radiopacidade equivalente a 6 mm de alumínio e Riva LC, o maior valor de radiopacidade, equivalente a 7 mm de alumínio.

Assim como para a espessura de 1 mm, com 2 mm de espessura Ionomaster continuou sendo o material menos radiopaco e Riva LC, o mais radiopaco.

Na Figura 5.2 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 2 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.2 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos CIVs estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 2 mm

As médias dos valores de cinza para os cimentos de ionômero de vidro, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 3 mm, estão apresentadas no Gráfico 5.3.

Gráfico 5.3 - Média dos valores de cinza dos cimentos de ionômero de vidro na espessura de 3 mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p>0.05$)

Para essa espessura, Ionomaster comportou-se como o material mais radiolúcido, e estatisticamente diferente dos demais, sendo que seu valor de radiopacidade equivaliu ao valor da radiopacidade de 1 mm de alumínio e estatisticamente diferente à espessura de 3 mm correspondente em dentina e alumínio.

Bioglass R e Maxxion apresentaram valores de radiopacidade inferiores a radiopacidade da dentina e equivalentes a 2 mm de alumínio.

Apesar de terem apresentado médias de valor de cinza inferiores a da dentina, Bioglass F, Vidrion R e Vidrion F não diferiram de maneira significativa dessa estrutura, sendo que a radiopacidade desses materiais foram equivalentes a 3 mm de alumínio, assim como a radiopacidade da dentina, que equivale a radiopacidade dessa mesma espessura de alumínio.

Maxxion R, Vitremer e Ionosit apresentaram radiopacidade entre dentina e esmalte, porém a radiopacidade do Ionosit não diferiu significativamente da radiopacidade do esmalte. Maxxion R apresentou uma radiopacidade equivalente a

4 mm de alumínio e Vitremer apresentou uma radiopacidade equivalente a 5 mm de alumínio. Esmalte, Ketac Molar e Ionosit apresentaram radiopacidade equivalente a 6 mm de alumínio.

Ketac Molar, Vitro Fil, Vitrebond, Magic Glass, Ionoseal, Riva LC e Riva SC apresentaram radiopacidade superior à do esmalte.

As radiopacidades dos materiais Vitro Fil, Vitrebond, Magic Glass e Ionoseal se comportaram de maneira semelhante e equivalentes a 7 mm de alumínio.

Assim como para as demais espessuras, os CIVs Riva LC e Riva SC foram os materiais mais radiopacos, porém, apesar de não diferirem entre si, a média dos valores de cinza do Riva SC apresentou-se maior quando comparado ao Riva LC, ao contrário do observado nas espessuras de 1 mm e 2 mm. A radiopacidade desses dois materiais foi superior a 7 mm de alumínio. Ionomaster, para as 3 espessuras avaliadas, foi o material com a menor radiopacidade.

Na Figura 5.3 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 3 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.3 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos CIVs estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 3 mm.

Na Tabela 5.1 estão descritas as médias dos valores de cinza obtidas por cada material e suas diferenças conforme a espessura.

Tabela 5.1 - Média dos valores de cinza e desvio padrão dos diferentes CIVs estudados nas diferentes espessuras. Considerando a linha, letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$)

MARCA	1mm	2mm	3mm
VITRO FIL	31.3±1.53 ^A	73.6±3.51 ^B	115.3±11.50 ^C
IONOMASTER	3.3±0.58 ^A	6.0±0.63 ^B	8.0±1.00 ^C
MAGIC GLASS	34.0±4.36 ^A	79.6±7.23 ^B	126.0±2.65 ^C
MAXXION	5.0±1.73 ^A	9.6±2.08 ^A	22.3±6.66 ^B
MAXXION R	17.6±2.52 ^A	46.0±4.58 ^B	77.0±5.57 ^C
KETAC MOLAR	24.0±4.36 ^A	72.6±5.51 ^B	110.3±0.58 ^C
VIDRION F	7.3±1.53 ^A	21.0±2.00 ^A	44.0±11.27 ^B
VIDRION R	8.6±0.58 ^A	25.3±1.53 ^B	42.6±1.53 ^C
BIOGLASS F	8.0±1.73 ^A	21.0±4.36 ^B	38.0±7.55 ^C
BIOGLASS R	5.6±0.58 ^A	13.3±0.58 ^B	20.6±0.58 ^C
VITREBOND	36.6±4.04 ^A	80.0±4.58 ^B	121.3±4.62 ^C
VITREMER	25.0±3.61 ^A	65.3±3.06 ^B	85.0±7.00 ^C
IONOSEAL	22.6±1.53 ^A	62.6±1.15 ^B	128.6±1.15 ^C
IONOSIT	19.3±1.15 ^A	59.0±1.00 ^B	92.0±2.00 ^C
RIVA SC	57.3±7.09 ^A	112.3±3.51 ^B	152.6±2.89 ^C
RIVA LC	62.6±0.58 ^A	121.6±1.53 ^B	150.6±2.52 ^C

Todos os materiais apresentaram diferenças significativas entre as espessuras, com exceção dos materiais Maxxion e Vidrion F, onde a radiopacidade se apresentou de maneira semelhante, estatisticamente, para as espessuras de 1 mm e 2 mm.

Podemos observar também que, conforme houve um aumento na espessura do material, a média dos valores de cinza também aumentou, sugerindo que quanto maior a espessura, maior a radiopacidade.

5.2 Resina composta flow

As médias dos valores de cinza para as resinas compostas flow, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 1 mm, estão apresentados no Gráfico 5.4.

Gráfico 5.4 - Média dos valores de cinza das resinas compostas flow na espessura de 1mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p > 0.05$)

Todas as resinas compostas flow apresentaram radiopacidade superior a da dentina e à radiopacidade de 1 mm de alumínio. Wave, Natural Flow e Te Econom apresentaram radiopacidade equivalente a radiopacidade de 2 mm de alumínio, assim como o esmalte. Porém, somente Wave apresentou diferença estatisticamente significante em relação ao esmalte, sendo sua radiopacidade inferior em comparação à radiopacidade do esmalte.

Apesar de ter apresentado uma média dos valores de cinza superior à média do esmalte, Fill Magic não diferiu de modo significante estatisticamente dessa estrutura. Já as resinas compostas flow Opallis, Surefil, Tetric N e Tetric apresentaram radiopacidade superiores à radiopacidade do esmalte, onde também

pudemos observar que suas radiopacidades foram semelhantes à radiopacidade de 3 mm de alumínio.

Em termos de média dos valores de cinza, na espessura de 1 mm, Wave comportou-se como o material menos radiopaco, enquanto que a Tetric foi a mais radiopaca.

Na Figura 5.4 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 1 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.4 - Imagem radiográfica dos corpos de prova das RC Flow estudadas, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 1 mm

As médias dos valores de cinza para as resinas compostas flow, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 2 mm, estão apresentados no Gráfico 5.5.

Gráfico 5.5 - Média dos valores de cinza das resinas compostas flow na espessura de 2 mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p>0.05$)

Para essa espessura, todos os materiais estudados apresentaram radiopacidade superior à radiopacidade da dentina e à radiopacidade de 2 mm de alumínio, porém somente a resina composta flow Wave obteve média dos valores de cinza abaixo da média do esmalte, mas sua radiopacidade não diferiu estatisticamente de modo significativo da radiopacidade do esmalte. Wave apresentou radiopacidade entre 3 mm e 4 mm de alumínio.

Os demais materiais apresentaram suas médias de valores de cinza superiores à do esmalte. Te Econom e Natural Flow também apresentaram radiopacidade semelhante à radiopacidade do esmalte e equivalência a 4 mm de alumínio.

Fill Magic apresentou uma radiopacidade semelhante à de 5 mm de alumínio, e a Opallis semelhante a 6 mm de alumínio.

A radiopacidade de Tetric N ficou entre a radiopacidade de 6 mm e 7 mm de alumínio, enquanto que Surfil e Tetric apresentaram radiopacidade equivalente a 7 mm de alumínio.

Assim como para a espessura de 1 mm, Wave comportou-se como o material menos radiopaco e Tetric como o material mais radiopaco.

Na Figura 5.5 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 2 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.5 - Imagem radiográfica dos corpos de prova das RC Flow estudadas, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 2 mm

As médias dos valores de cinza para as resinas compostas flow, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 3 mm, estão apresentados no Gráfico 5.6.

Gráfico 5.6 - Média dos valores de cinza das resinas compostas flow na espessura de 3 mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p > 0.05$)

Assim como para as espessuras apresentadas anteriormente, todas as resinas compostas flow tiveram suas radiopacidades superiores à da dentina e superiores a radiopacidade da mesma espessura de alumínio, que neste momento foi de 3 mm.

Como observado na espessura de 2 mm, com 3 mm de espessura Wave continuou apresentando uma média de valores de cinza inferior à média do esmalte, porém sem diferença estatisticamente significativa com essa estrutura, sugerindo que suas radiopacidades se comportem de maneira semelhante. Em relação à radiopacidade do alumínio, nessa espessura Wave obteve radiopacidade semelhante a 5 mm.

As demais resinas compostas flow apresentaram radiopacidade superior à do esmalte.

Te Econom apresentou uma radiopacidade semelhante a 6 mm de alumínio. Natural Flow, Opallis, Fill Magic, Tetric N, Surefil e Tetric tiveram suas radiopacidades superiores à radiopacidade de 7 mm de alumínio.

Novamente, Wave comportou-se como o material menos radiopaco e Tetric como o mais radiopaco.

Na Figura 5.6 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 3 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.6 - Imagem radiográfica dos corpos de prova das RC Flow estudadas, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 3 mm

Na Tabela 5.2 estão descritas as médias dos valores de cinza obtidas por cada resina compota flow e suas diferenças estatísticas (p 0.05) conforme a espessura.

Tabela 5.2 - Média dos valores de cinza das diferentes RC Flow estudadas nas diferentes espessuras. Considerando a linha, letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (p<0.05)

MARCA	1mm	2mm	3mm
FILL MAGIC	35.0±0.53 ^A	87.3±2.89 ^B	161.7±2.08 ^C
NATURAL FLOW	24.6±1.53 ^A	69.0±3.46 ^B	144.0±7.00 ^C
TETRIC	54.6±3.06 ^A	121.6±2.08 ^B	173.0±1.00 ^C
TE- ECONOM	25.0±2.00 ^A	68.0±3.61 ^B	109.3±1.15 ^C
TETRIC N	50.6±0.58 ^A	11.3±2.08 ^B	165.6±1.53 ^C
OPALLIS	45.6±1.15 ^A	111.0±2.65 ^B	160.3±3.21 ^C
WAVE	22.6±2.08 ^A	58.6±0.58 ^B	87.0±2.00 ^C
SUREFIL	50.3±2.08 ^A	119.6±2.31 ^B	166.6±4.93 ^C

Para todas as resinas compostas flow, houve diferença estatística significativa entre a radiopacidade na espessura de 1 mm, 2 mm e 3 mm. Portanto, à medida que houve um aumento na espessura do material, houve um aumento também em sua radiopacidade.

5.3 Cimento de Hidróxido de Cálcio

As médias dos valores de cinza para os cimentos de hidróxido de cálcio, esmalte, dentina e alumínio, na espessura de 1 mm, estão apresentadas no Gráfico 5.7.

Gráfico 5.7 - Média dos valores de cinza dos cimentos de hidróxido de cálcio na espessura de 1 mm. As barras horizontais indicam semelhança estatística ($p>0.05$)

Todos os materiais apresentaram radiopacidade superior a radiopacidade de 1 mm de alumínio e superiores a radiopacidade da dentina, com exceção do Dycal, onde sua radiopacidade não apresentou diferença estatística significativa em relação à radiopacidade da dentina. Esse cimento de hidróxido de cálcio também foi o único material que apresentou radiopacidade inferior à do esmalte. Comparado a radiopacidade do alumínio, Dycal apresenta uma radiopacidade semelhante a 2 mm.

Hydro C apresentou uma radiopacidade semelhante a do esmalte, enquanto que a radiopacidade de Hydcal e Liner foram superiores a radiopacidade do esmalte.

Ao comparar com o alumínio, a radiopacidade do Hydro C ficou entre a radiopacidade de 2 mm e 3 mm, enquanto que Hydcal e Liner apresentaram radiopacidade equivalente a 3 mm de alumínio.

Na Figura 5.7 estão apresentadas as imagens radiográficas digitais dos corpos de prova com espessura de 1 mm, das estruturas de esmalte e dentina e da escala de alumínio utilizada.

Figura 5.7 - Imagem radiográfica dos corpos de prova dos cimentos de hidróxido de cálcio estudados, esmalte, dentina e alumínio, para espessura de 1 mm

6 DISCUSSÃO

Temos encontrado na prática clínica materiais forradores ou de base de restaurações que não apresentam uma radiopacidade adequada. A radiopacidade de um material odontológico funciona como uma valiosa ferramenta de diagnóstico, principalmente quando é avaliado o sucesso de restaurações a longo prazo. Uma adequada radiopacidade do material utilizado sob restaurações tem sido considerada um pré-requisito para diagnóstico de cárie secundária e defeitos marginais, uma vez que facilita a detecção e diferenciação do material em um exame radiográfico.

A presença de cárie secundária tem sido um dos principais motivos que levam o profissional a substituir restaurações (Braga et al., 2007). Defeitos marginais e cárie secundária são frequentemente encontrados na parede gengival de restaurações Classe II. Portanto, o material de base ou de forramento deve ser suficientemente radiopaco para que seja possível localizá-lo e assim delimitar a interface dente-restauração e diferenciá-lo da estrutura dental. (Bouschlicher et al., 1999)

Os materiais avaliados nesse estudo encontram-se disponíveis para aquisição pelos profissionais da área no mercado brasileiro e, em sua maioria, não foram encontradas informações na bula sobre as suas radiopacidades. Foram incluídos também cimentos de ionômero de vidro que possuem indicação para restauração de cavidades, pois muitas vezes esses materiais são utilizados, inicialmente, como provisório, para em sessões seguintes ser removido, mas mantendo uma espessura suficiente para servir como base da restauração definitiva.

Para os cimentos de ionômero de vidro e resinas compostas flow, foram selecionadas as espessuras de 1 mm, 2 mm e 3 mm, suficientes para exercer uma função de proteção do complexo dentino pulpar ou de base para substituir estrutura dentinária perdida e regularização de cavidade. Já para os cimentos de hidróxido de cálcio, foi utilizada somente a espessura de 1 mm, pois esse material forrador não costuma ser empregado em maiores espessuras durante um procedimento restaurador. Além disso, em espessuras maiores, sua inserção nas matrizes de plástico utilizadas torna-se impraticável, aparecendo muitas bolhas e falhas no material.

De acordo com as normas ISO 4049 e 9917, uma resina composta ou CIV, respectivamente, devem apresentar uma radiopacidade igual ou maior à mesma espessura de alumínio. Portanto, a radiopacidade de 1 mm de material deve ser equivalente ou maior à radiopacidade de 1mm de alumínio. Ainda segundo essa norma, a radiopacidade da dentina equivale à radiopacidade do alumínio, na mesma espessura. Portanto, seguindo as normas ISO apresentadas, um material adequadamente radiopaco deve ter sua radiopacidade igual ou maior que a radiopacidade da dentina, considerando a mesma espessura.

Tem sido demonstrado que a radiopacidade do dente humano varia consideravelmente de indivíduo para indivíduo, idade, posicionamento na arcada e condições de armazenamento (Willians; Billington, 1990). Nesse estudo, para a obtenção dos fragmentos de esmalte e dentina, foram utilizados três terceiros molares recém extraídos, de uma mesma paciente para que essas diferenças fossem minimizadas.

Para tornar possível a comparação entre os trabalhos sobre o assunto, uma escala de alumínio foi usada como padrão de radiopacidade, como tem sido recomendado pela literatura. A escala de alumínio apresenta coeficiente linear de absorção semelhante ao coeficiente do esmalte dental (Cook, 1981). Ainda segundo as normas da ISO, essa escala de alumínio deve apresentar uma composição com 98% de pureza, menos de 0.1% de Cobre e menos de 1% de Ferro. A escala de alumínio utilizada nesse estudo está de acordo com o preconizado pelas normas ISO 4049 e 9917, já que apresenta uma composição com 98.3% de pureza, 0.08% de Cobre, 0.5% Silício, 0.9% de Magnésio e 0.22% de Crômio. Apesar de possuir nove degraus, foram consideradas somente a radiopacidade dos sete primeiros degraus da escala, uma vez que o oitavo e nono degraus não podiam ser captados pelo sensor digital ao mesmo tempo e não é recomendado que a tomada radiográfica da escala seja feita em duas etapas.

Apesar das normas ISO preconizarem a radiopacidade discutida anteriormente, diversos autores na literatura concordam que para um material ser diferenciado da estrutura dental e lesão de cárie sem dificuldade, facilitando assim o diagnóstico, sua radiopacidade deve ser superior a radiopacidade do esmalte (el-Mowafy; Benmergui, 1994; Sidhu et al., 1996; Marouf; Sidhu, 1998; Hara et al. 2001a,; Hara et al., 2001b; Turgut et al., 2003). Assim como no estudo de Willians e

Billington (1990), a radiopacidade dos materiais aqui analisados apresentou-se muito variável, não podendo ser possível estabelecer uma padronização desse requisito.

Tendo em vista os resultados apresentados pelos materiais nesse trabalho, concordamos com os autores citados anteriormente, que a radiopacidade dos materiais de base e forramento deve ser um pouco superior a radiopacidade do esmalte. Ao observar as imagens radiográficas, uma radiopacidade entre o esmalte e dentina ainda pode causar certa confusão de diagnóstico, sendo difícil separar o material da estrutura dentinária. Uma radiopacidade um pouco superior a do esmalte facilita a identificação do material ao exame radiográfico, evitando dúvidas.

Por outro lado, uma radiopacidade excessiva pode dificultar um diagnóstico de cárie adjacente à restauração (Hara et al., 2001b). Isto se deve ao fato de que a radiopacidade interfere diretamente no contraste radiográfico, prejudicando a acuidade visual e consequentemente, diminuindo a percepção de detalhes, segundo Espelid et al., (1991). Esses autores ainda sugerem que um material com uma radiopacidade moderada é mais favorável, e que a melhor radiopacidade seria levemente maior do que a radiopacidade apresentada pelo esmalte. Nesse trabalho, ao avaliar a radiopacidade dos CIVs Riva LC e Riva SC e das resinas compostas flow Tetric e Tetric N, observamos que a radiopacidade apresentada por esses materiais excede muito a radiopacidade do esmalte, de tal modo que não haveria a necessidade do acréscimo de tanta carga radiopaca em suas composições. Sob nosso ponto de vista, uma radiopacidade equivalente ou um pouco superior a do esmalte, como a apresentada pela resina composta flow Te Econom ou pelos CIVs Vitrebond e Vitro Fil, seria suficiente e conveniente.

A radiopacidade depende de diversos fatores, entre eles: parâmetros de exposição dos raios-X, voltagem utilizada, miliamperagem, distância e angulação do foco, tipo de filme utilizado, modo de processamento do filme radiográfico, alteração na proporção pó/líquido e espessura do material. Devido ao uso de um sistema de radiografia digital, fatores que poderiam influenciar na radiopacidade foram eliminados, como o tipo de filme e o modo de processamento. Porém, conforme as especificações da ISO, o tempo de exposição ideal aos raios x seria entre 0.3 e 0.4 segundos, com uma distância do foco entre 30 cm e 40 cm. Foi utilizado nesse trabalho 0.32 segundos de exposição, seguindo as normas especificadas pela ISO, o que significa uma vantagem para os pacientes ao utilizar um sistema digital de radiografia, frente aos sistemas convencionais. A distância do foco utilizada foi de 30

cm, sob uma incidência perpendicular ao sensor digital. Sobre o aparelho de radiografia, a norma ISO recomenda que ele opere com uma voltagem de 65 ± 5 kVp e miliamperagem de 10 mA. Quanto à kilovoltagem, o aparelho utilizado está de acordo (70 kVp), porém a miliamperagem apresentou-se mais baixa (7mA). No entanto, há relatos na literatura do uso desse parâmetro sem apresentar diferenças significantes (Shah et al.1997; Gürdal e Akdeniz, 1998; Hehn et al., 2007; Bissoli et al., 2008).

A proporção pó/líquido dos cimentos de ionômero de vidro e a proporção pasta/pasta dos cimentos de hidróxido de cálcio foram feitas seguindo as instruções dos fabricantes fornecidas nas bulas dos respectivos materiais.

A escolha por um sistema digital de radiografia baseou-se nas grandes vantagens apresentadas por ele: rapidez, facilidade de uso (Versteeg et al., 1997), e principalmente, proporciona uma realização precisa de determinação de radiopacidade (Fonseca et al., 2004). Svanaes et al. em 1996 ainda relataram que os sistemas digitais possuem uma maior sensibilidade à exposição da radiação, chamando a atenção para a difusão de uso desses sistemas no futuro. Diversos pesquisadores utilizaram também esse sistema, seguido pelo método de avaliação de radiopacidade através da determinação de níveis de cinza (Shah et al., 1997; Turgut et al., 2003; Sabbagh et al., 2004, Fonseca et al., 2006; Salzedas et al., 2006; Hehn et al., 2007; Hamida , 2007; Bissoli et al., 2008; Tsuge, 2009).

A composição do material parece ser o fator que mais interfere em sua radiopacidade (Sidhu et al., 1996; Hara et al., 2001a; Fonseca et al., 2006;). Os fabricantes incluem na composição de seus produtos elementos químicos como Bário, Zinco, Alumínio, Estrôncio, Silício, Ítrio, Itérbio e Lantânio para conferir uma melhor radiopacidade (Prévost, 1990, Wllians e Billington, 1990; Fonseca et al.,2006). Além disso, a porcentagem em que esses elementos são incluídos também interfere nessa questão (el Mowafy, 1994). Toyooka et al. (1993) demonstraram que a radiopacidade é proporcional à quantidade de óxido radiopaco presente na composição.

O Bário e o Zinco tem sido os elementos químicos mais constantemente encontrados nas formulações de materiais restauradores, base e forramento, porém quanto maior o número atômico do elemento presente na composição, maior é a capacidade de absorção de raios X (Anusavice, 2003). Assim sendo, o Itérbio, que apresenta número atômico (Z)= 70 é o elemento químico que confere a maior

radiopacidade, seguido pelo Bário ($Z=56$), Ítrio ($Z=39$), Estrôncio ($Z=38$), Zinco ($Z=30$), Silício ($Z=14$) e Alumínio ($Z=13$). Esses elementos químicos podem ainda ser incorporados na forma de óxidos, sulfatos, silicatos e outros compostos. Essa importância pode ser demonstrada nesse estudo ao analisar as diferenças de radiopacidade entre o cimento de ionômero de vidro Maxxion e a sua versão radiopaca, o Maxxion R. Enquanto o Maxxion apresentou, para todas as espessuras, radiopacidade inferior a da dentina, o Maxxion R ficou com radiopacidade superior a da dentina, atendendo assim a norma ISO já discutida. A diferença de radiopacidade se deve ao fato de que o fabricante adicionou na composição do Maxxion R, Estrôncio, o que conferiu uma melhor radiopacidade em comparação com o Silício, este encontrado na composição do Maxxion.

Entre os demais cimentos de ionômero de vidro estudados, os que apresentaram radiopacidade superior ao esmalte, em todas as espessuras, foram: Vitro Fil, Magic Glass, Vitrebond, Riva LC e Riva SC. Com exceção do Magic Glass, todos esses materiais apresentam em sua composição o elemento químico Estrôncio, justificando assim os maiores valores de radiopacidade obtidos por esses materiais. O Magic Glass, apesar de ter apresentado boa radiopacidade, apresenta em sua composição o fluoroaluminossilicato, composto que não proporciona bons níveis de radiopacidade (Hara et al., 2001a), porém seu bom desempenho pode ser explicado pela maior porcentagem desse composto inserido no material ou ainda pela adição de algum outro elemento químico que não foi divulgada pelo fabricante, já que em sua bula consta a informação de que o “fluoroaluminossilicato radiopaco” confere a radiopacidade ao material.

A partir da espessura de 2 mm, o cimento de ionômero de vidro Ketac Molar passou a apresentar também radiopacidade superior à do esmalte e em sua formulação podemos encontrar os elementos químicos Estrôncio e Lantânio ($Z=57$).

Vitremer, Ionosit e Ionoseal apresentaram radiopacidade, para todas as espessuras, entre dentina e esmalte. No Vitremer, há presença de óxido de Zinco e Estrôncio, e no Ionosit, o elemento químico que confere a radiopacidade é o Zinco. As informações sobre a composição do Ionoseal não foram fornecidas pelo fabricante.

Os cimentos de ionômero de vidro que se apresentaram mais radiolúcidos, coincidentemente os produzidos no Brasil, foram os que continham em suas composições os elementos químicos com menores números atômicos: Ionomaster

(Fluoroaluminossilicato), Bioglass R e Bioglass F (Alumínio e Bário), Vidrion R e Vidrion F (Alumínio e silicato de Bário). Os fabricantes alegam que apesar de conter Bário na formulação de alguns materiais, a concentração elevada de elementos radiopacificadores elevaria muito o custo do material e a estética seria prejudicada, desviando assim o objetivo desses materiais, que é o de ser um material de custo acessível, mas que apresente uma estética satisfatória.

Já para as resinas compostas flow, todas as marcas comerciais estudadas apresentaram radiopacidade superior a da dentina, em todas as espessuras. Tetric, Tetric N e Surefil foram as que apresentaram os maiores valores, sendo que os elementos químicos que conferem a radiopacidade elevada das duas primeiras são o Itérbio, Bário e Silício, enquanto que a última apresenta radiopacidade conferida por Bário, Estrôncio e Alumínio. Fill Magic e Natural Flow apresentam como radiopacificadores o Bário e o Alumínio, Wave apresenta o Estrôncio e a resina composta flow Opallis tem incorporado à sua composição os elementos químicos Bário e Silício.

Assim como para a resina composta flow, os cimentos de hidróxido de cálcio avaliados nesse estudo obtiveram radiopacidade de acordo com as normas ISO, com exceção do Dycal, que apresentou radiopacidade estatisticamente semelhante à da dentina. Liner e Hydcal, que apresentaram as maiores radiopacidades, tem em comum, em suas composições, os elementos químicos Bário e Zinco. Já Hydro C e Dycal, com radiopacidade inferior às duas marcas anteriores, também apresentam elemento químico radiopacificador em comum, porém nesse caso é somente o Zinco, sugerindo assim que a adição do Bário pode incrementar a radiopacidade do material.

A comparação da radiopacidade dos materiais entre os estudos fica prejudicada devido a grande variedade de marcas comerciais disponíveis. Além disso, não foi encontrado um material com radiopacidade padrão, ou seja, um mesmo material pode ter sua radiopacidade diferente entre pesquisas, dependendo da espessura e do diâmetro do corpo de prova.

Em relação ao CIV Ketac Molar, o resultado apresentado nessa pesquisa concorda com o que foi estabelecido por Wenzel et al. (1998), que concluíram que esse material pode ser diferenciado da estrutura dental sem dificuldades. Isso porque o Ketac Molar apresentou valores de radiopacidade semelhantes a do

esmalte, com valor médio de cinza um pouco acima do valor médio de cinza da estrutura dental.

Tanto o CIV Vidrion R como o Vidrion F apresentaram radiopacidade insatisfatória, ficando abaixo da dentina, resultado contrário ao encontrado por Bagatini et al. (2004) e Fonseca et al. (2006). Para esses autores, a radiopacidade dos materiais citados foi superior a radiopacidade da dentina. Esta pesquisa confirma, porém o resultado apresentado por Lima et al. (2010), onde o Vidrion F e o Ionomaster apresentaram radiopacidades inadequadas, ou seja, inferiores a radiopacidade da dentina. Por outro lado, ao analisar as demais marcas comerciais de materiais, concordamos com Bagatini et al. (2004), que afirmaram que Vitro Fil e Vitremer foram mais radiopacos que a dentina, sendo que o primeiro apresentou uma maior radiopacidade que o segundo. Concordamos também com Fonseca et al. (2006) ao determinar que o Vitrebond apresenta uma radiopacidade superior a do esmalte.

O CIV Vitremer também é um material usualmente incluído nos estudos de radiopacidade. Assim, corroboramos os resultados obtidos por Hara et al. (2001a), Hara et al. (2001b), Turgut et al. (2003) e Bagatini et al. (2004), em que o Vitremer apresenta uma radiopacidade superior a radiopacidade da dentina.

Em relação às resinas compostas flow, encontramos poucos trabalhos na literatura sobre a sua radiopacidade. A marca comercial mais pesquisada é a Tetric. Para todas as espessuras avaliadas nessa pesquisa, a Tetric flow foi o material que apresentou a maior radiopacidade, ficando muito acima da radiopacidade do esmalte, o que não é recomendado por alguns pesquisadores, como já foi discutido. Attar et al. (2003) utilizaram corpos de prova com 1 mm de espessura e concluíram também que esse material apresenta radiopacidade superior a do esmalte. Esses mesmos autores avaliaram a resina composta Wave, concluindo que este material apresenta a menor radiopacidade entre os materiais estudados, sendo sua radiopacidade semelhante a da dentina. Nesta presente pesquisa foi confirmado que a Wave apresentou a mais baixa radiopacidade entre as resinas estudadas, porém sua radiopacidade apresentou-se um pouco superior à radiopacidade da dentina.

Resultados encontrados neste estudo confirmaram os resultados de Murchison et al. (1999), Bouschlicher et al. (1999) e Sabbagh et al. (2004) concluindo que a Tetric Flow apresenta radiopacidade superior a do esmalte. Porém,

foi encontrada uma equivalência entre 6 mm e 7 mm de alumínio, o que confirma a equivalência em alumínio desse material obtido por Sabbagh et al. (2004), que foi de 6.5 mm de alumínio. Para os outros dois pesquisadores, essa equivalência em alumínio foi menor, resultando em 4.7 mm de alumínio para Murchison et al. e 5.3 mm de alumínio para Bouschlicher et al. As diferenças encontradas podem ser explicadas pelos diferentes métodos empregados em cada estudo. Murchison et al. e Bouschlicher et al. empregaram o sistema de radiografia convencional, seguida pela análise de densidade óptica através do densitômetro. Assim como Sabbagh et al., os resultados aqui apresentados foram determinados através da radiografia digital, seguida pela análise computadorizada dos valores médio de cinza.

Ainda de acordo com Sabbagh et al. (2004), a resina composta flow Surefil apresenta radiopacidade superior a do esmalte, sendo que esta equivale a 6.4 mm de alumínio, resultado confirmado nesse estudo, onde foi encontrada, para esse mesmo material, radiopacidade superior a do esmalte e equivalente a 7 mm de alumínio. Turgut et al. (2003) também incluíram a Surefil em seu estudo, porém com corpos de prova de 1 mm de espessura e afirmam também que sua radiopacidade é superior à radiopacidade do esmalte. No entanto, a equivalência em alumínio encontrada por esse pesquisador foi de 2.3 mm de alumínio, através de radiografia convencional e análise por densitômetro. A equivalência neste estudo, foi um pouco maior, correspondente a 3 mm de alumínio, através de radiografia digital e análise dos níveis de cinza.

A radiopacidade da resina composta flow Tetric N também foi analisada por Ergücü et al. (2010) e obteve valor médio de cinza superior ao do esmalte, sugerindo assim uma maior radiopacidade em relação a essa estrutura dental, fato este que foi confirmado neste estudo. Foi encontrada, porém uma diferença no que diz respeito à equivalência em alumínio, de 2.3 mm para esses autores e de 3 mm nesse trabalho. Mais uma vez, o método utilizado por Ergücü et al. foi o de radiografia convencional, com posterior digitalização do filme para análise de cinza.

Segundo Imperiano et al. (2007), a resina composta Natural Flow não atendeu ao requisito da norma ISO 4049, pois apresentou radiopacidade inferior ao seu equivalente em alumínio. Com 2 mm de espessura, obteve equivalência a 1.5 mm de Al, o que pode fazer com que este material seja confundido com cárie secundária se for aplicado como base de restauração. Esse resultado não foi confirmado nesta pesquisa, pois a Natural Flow, para a mesma espessura,

apresentou radiopacidade superior a do esmalte e equivalente a 5 mm de Al. Ao realizar um estudo no qual a resina Natural Flow foi utilizada como base de restaurações e onde profissionais analisaram visualmente se no elemento restaurado havia ou não presença de cárie secundária, Pedrosa et al. (2007) concluem que esse material não influenciou significativamente na interpretação de imagens radiográficas sugestiva de cárie secundária, o que sugere que a radiopacidade da Natural Flow seja suficiente para sua correta identificação.

Ao avaliar a radiopacidade apresentada pelos cimentos de hidróxido de cálcio, todos os materiais apresentaram radiopacidade superior a da dentina, o que confirma os resultados encontrados por Devito et al. (2004), Bissoli et al. (2008) e Pires de Souza et al. (2010). Dycal, apesar de ter apresentado valor médio de cinza superior ao da dentina, não apresentou diferença estatisticamente significativa com essa estrutura dental, o que não corrobora o resultado de Devito et al., onde esse material apresentou radiopacidade similar a do esmalte. Porém, ao relacionar com o alumínio a mesma equivalência foi encontrada, de 2 mm Al. Já para o Hydro C a radiopacidade apresentou-se semelhante ao esmalte e equivalente a 2 mm de alumínio, confirmando assim o resultado obtido por Devito et al. (2004) e Pires de Souza et al. (2010) para esse material.

A discrepância encontrada entre a equivalência em alumínio, notada principalmente ao analisar a radiopacidade das resinas compostas flow pode confirmar o relato de Svanaes et al. em 1996, em que os sistemas digitais possuem uma maior sensibilidade à exposição da radiação, fornecendo imagens radiográficas que permitem diferenciar com mais precisão a radiopacidade de estruturas dentais e materiais.

O aumento na espessura dos corpos de prova dos CIV e RC flow estudados provocou um aumento significativo em suas radiopacidades, confirmando os resultados obtidos por Bagatini et al. (2004), Hehn et al. (2007), e Pires de Souza et al. (2010). Somente para os CIVs Maxxion e Vidrion as radiopacidades foram estatisticamente semelhantes nas espessuras de 1 mm e 2 mm, havendo diferença somente entre essas espessuras e 3 mm.

Observa-se que não há um padrão de análise de radiopacidade de materiais estabelecido, havendo diferentes métodos de análise disponíveis e diferentes meios de comparação, seja através da equivalência em mm de alumínio, como recomendado pelas normas ISO, ou seja, pela comparação às estruturas dentais,

que proporciona maior aplicação clínica. Ao contrário dos cimentos de ionômero de vidro e resinas compostas flow, não há uma norma específica que determine a avaliação da radiopacidade para os cimentos de hidróxido de cálcio.

Estudos que avaliem a radiopacidade de materiais forradores e de base são de extrema importância e devem ser realizados periodicamente, já que os fabricantes vem constantemente reformulando a composição de seus produtos, com o objetivo de alcançar melhores propriedades.

7 CONCLUSÕES

Conforme os resultados obtidos, pôde-se concluir que:

7.1 Os CIVs Ionomaster, Maxxion, Bioglass R, Bioglass F, Vidrion R e Vidrion F apresentaram radiopacidade inferior ou igual à radiopacidade da dentina. Riva LC, Riva SC, Vitrebond, Magic Glass e Vitro Fil apresentaram, em todas as espessuras estudadas, radiopacidade superior a do esmalte.

7.2 Todas as marcas comerciais de RC Flow apresentaram radiopacidade superior à dentina e superior ou igual ao esmalte, exceto a Wave na espessura de 1 mm, que apresentou radiopacidade inferior a do esmalte.

7.3 Somente o cimento de hidróxido de cálcio Dycal apresentou radiopacidade semelhante à da dentina. As demais marcas comerciais apresentaram radiopacidade superior ou igual à do esmalte.

7.4 Com exceção dos CIVs Maxxion e Vidrion F, o aumento de espessura dos materiais estudados aumenta significativamente suas radiopacidades.

REFERÊNCIAS¹

Abreu MJN, Tavares D, Vieira DF. Radiopacity of restorative materials. *Oper Dent*. 1977; 2:3-16.

Akerboon HB, Kreulen CM, van Amerongen WE. Radiopacity os posterior composite resins, composite resin luting cements and glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent*. 1993 Oct; 70(4):351-5.

Anusavice KJ. Chemistry of synthetic resins. *Phillip's Science of Dental Materials*. Philadelphia Saunders 2003; p.211-35.

Araújo MAM, Marsílio AL, Mello JB, Mendes AJP. Avaliação da infiltração marginal na interface resina composta – cimento de ionômero de vidro e deste com a dentina. *Rev Odontol UNESP*. 1995; 24:69-78.

Attar N, Tam LF, McComb D. Flow, strenght, stiffness and radiopacitu od flowable resin composites. *J Canad Dent Assoc*. 2003 Sep; 69(8):516-21.

Bagatini L, Hehn L, Fontanella V. Avaliação da densidade óptica de três cimentos de ionômero de vidro associados à estrutura dental. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*. 2004 Dez; 45(2):6-10.

Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998; 129(5):567-77.

Bissoli CF, Santos LRA, Takeshita WM, Castilho JCM, Medici Filho E, Moraes MEL. Cimentos forradores à base de hidróxido de cálcio: estudo da densidade óptica com um sistema digital. *Rev Odonto Ciênc*. 2008; 23(1):63-6.

Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Oper Dent*. 1999; 24(1):20-5.

¹ De acordo com Estilo Vancouver

Braga SRM, Vasconcelos BT, Macedo MRP, Martins VRG, Sobral MAP. Reasons for placement and replacement of direct restorative materials in Brazil. *Quintessence Int.* 2007 Apr; 38(4):1-6.

Brucoli HCP. Análise da imagem radiográfica de raízes apicetomizadas e irradiadas com laser de Nd:YAG por meio do processamento de imagem de radiografias digitais diretas. [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; Faculdade de Odontologia, 2009.

Cook WD. An investigation of the radiopacity of composite restorative materials. *Aust Dent J.* 1981; 26(2):105-12.

Cox CF, Suzuki S. Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. xohesive hybridization. *J Am Dent Assoc.* 1994 Jul; 125(7):823-31.

Devito KL, Ortega AI, Haitner-Neto F. Radiopacity od calcium hydroxide cement compared with human tooth structure. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12(4):290-3.

el-Mowafy OM, Benmergui C. Radiopacity of resin based inlay luting cements. *Oper Dent.* 1994; 19:11-5.

Ergücü Z, Türkün LS, Önem E, Güneri P. Comparative radiopacity of six flowable resin composites. *Oper Dent* 2010; 35(4):436-40.

Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC, Glaspoole EA. Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dent Mater.* 1991 Apr; 7:114-7.

Felton DA, Cox CF, Odom M, Kanoy BE. Pulpal response to chemically cured and experimental light cured glass ionomer cavity liners. *J Prosthet Dent.* 1991 May; 65(5):704-12.

Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F et al. Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clin Oral Invest.* 2006; 10:114-8.

Fonseca RB, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Barbosa GA, Soares CJ. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Arch Oral Biol.* 2004; 49:919-22.

Fook ACBM, Azevedo VVC, Barbosa WPF, Fidélis TB, Fook MVL. Materiais odontológicos: Cimentos de ionômero de vidro. Rev Eletronica de Mat e Proc. 2008; 3(1):40-5.

Gateau P, Dayley B. In vitro resistance of glass ionomer cements used in post and core applications. J Prosthet Dent. 2001; 86:149-55.

Gegler A, Cruz AT, Barbisan AO, Pacheco JFM, Fontanella V. Radiopacidade de ionômeros de vidro. Rev Fac Odontol Porto Alegre. 1999 Set; 40(1):19-24.

Gürdal P, Akdeniz BG. Comparasion of two methods for radiometric evaluation of resin-based restorative materials. Dentomaxillofacial Rad 1998; 27:236-9.

Hamida HM. Estudo comparativo da radiopacidade de materiais forradores. [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP.; 2007.

Hara AT, Serra MC, Rodrigues Jr AL. Radiopacity of glass ionomer/composite resin hybrid materials. Braz Dent J. 2001a; 12(2):85-89.

Hara AT, Serra MC, Haiter- Neto F, Rodrigues Jr AL. Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. Am J Dent 2001b; 14(6):383-6.

Hehn L, Pitoni CM, Fontanella V. Análise da densidade óptica de materiais restauradores estéticos. Pesq Odontol Bras. 2003 Ago; 17(2):187.

Hehn L, Mahl CRW, Freitas MPM, Conde S, Veeck EB, Fontanella V. Comparação de três sistemas digitais em relação à densidade óptica de cimentos de ionômero de vidro. Rev Odonto Ciênc. 2007 Jul/Set; 22(57):233-7.

Imperiano MT, Khoury HJ, Pontual MLA, Montes MAJR, Silveira MMF. Comparative radiopacity of four low-viscosity composites. Braz J Oral Sci. 2007 Jan/Mar; 6(20):1278-82.

ISO 4049. Dental resin based restorative materials. International Standards Organization.; 2009.

ISO 9917. Glass Ionomer Cements materials. International Standards Organization.; 2009.

Lima AA, Borges DLM, Pereira LCG, Atta MT. Radiopacity of lining glass ionomer cements. J Dent Res. 2010; v.89 – In: 88th General Session and Exhibition of the IADR Barcelona.

Marouf N, Sidhu SK. A study on the radiopacity of different shades of resin-modified glass ionomer restorative materials. Oper Dent. 1998 Jan; 23(1):10-4.

Matsumara H, Sueyoshi M, Tanaka T. Radiopacity of dental cements. Am J Dent 1993 Feb; 6(1):43-5.

Mc Comb D. Comparasion of physical properties of commercial calcium hydroxide lining cements. J Am Dent Assoc. 1983 Oct; 107:610-11.

Mc Lean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int. 1994; 25:587-9.

Mejare I, Mjor IA. Glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study. Scand J Dent Res. 1990; 98:345-50.

Montebelo Filho A, Ferreira LR, Boscolo FN, Biral RR. Estudo da radiopacidade de três cimentos á base de hidróxido de cálcio. Rev Odontol Univer São Paulo. 1992; 6(1/2):57-60.

Mount GJ. Glass ionomer cements: past, present and future. Oper Dent. 1994; 19:82-90.

Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. Comparative radiopacity of flowable resin composites. Quintessence Int. 1999; 30:179-84.

Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de ionômero de vidro. São Paulo: Artes Médicas; 1998.

Pedrosa RF, Pontual AA, Miranda AM, Ferraz HMD, Miranda MCM, Silveira MMF. Influência de materiais restauradores na interpretação radiográfica. RFO. 2007 Set/Dez; 12(3):35-9.

Pires de Souza FCP, Pardini LC, Cruvinel DR, Hamida HM, Garcia LFR. In vitro comparasion of the radiopacity of cavity lining materials with human dental structures. J Conserv Dent .2010 Apr-Jun; 13(2):65-70.

Prévost AP, Forest D, Tanguay R, DeGrandmont P. Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990; 70:231-5.

Russo EMA. Proteção do complexo dentina-polpa. In: Garone Netto N et al. São Paulo: Ed. Santos; 2003. *Introdução à Dentística Restauradora*. Cap 8, p.133-66. Editora Santos, São Paulo.

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.

Salzedas LMP, Louzada MJQ, Oliveira Filho AB. Radiopacity of restorative materials using digital images. *J Appl Oral Sci.* 2006; 14(2):147-52.

Shah PMM, Sidhu SK, Chong BS, Pitt Ford TR. Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and bases. *J Prostht Dent.* 1997 Mar; 77(3):239-42.

Sidhu SK, Shah PMM, Chong BS, Pitt Ford TR. Radiopacity of resin-modified glass ionomer restorative cements. *Quintessence Int.* 1996 Sep; 27(9):639-43.

Svanaes DB, Moystad A, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification: comparasion with conventional radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathlo.* 1996 Jul; 82(1):94-100.

Toyooka H, Taira M, Wasaka K, Yamaki M, Fujita M, Wada T. Radiopacity of 12 visible-light-cured dental composite resins. *J Oral Rehab.* 1993; 20(6):615-22.

Turgut MD, Attar N, Önen A. Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Oper Dent.* 2003; 28(5):508-14.

Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. *Dent Mater.* 1986; 2:159-62.

Van der Stelt PF. Principles of dental imaging. *Dental Clin North Am.* 2000; 44(2):237-48.

Van Dijken JWV, Wing KR, Ruyter IE. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in class I and class II cavities. *Acta Odontol Scand.* 1989; 47:401-7.

Versteeg CH, Sanderink GC, van der Stelt PF. Efficacy of digital intra oral radiography in clinical dentistry. J Dent. 1997; 25:215-24.

Vieira IM, Louro RL, Atta MT, Navarro MFL, Francisconi PAS. O cimento de ionômero de vidro na odontologia. Rev Saúde Com. 2006; 2(1):75-84.

Villaça MFL. Cimentos resinosos empregados em restaurações livres de metal: densidade óptica por meio de sistema digital. Pesq Odontol Bras. 2003 Ago; 17(2):53.

Warren JÁ. Glass ionomer: its emerging role as na intermediary dental base. J Am Dent Assoc. 1986; 57:21-4.

Wenzel A, Hintze H, Horsted-Bindslev P. Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiography and digital images. J Forensic Odonto Stomat. 1998; 16(1):8-13.

Williams JA, Billington RW. The radiopacity of glass ionomer dental materials. J Oral Rehab. 1990; 17:245-8.

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Braz Dent J. 1972 Feb; 132(4):133-5.

Zytkievitz E, Piazza E. Radiopacidade de ionômeros de vidro. RGO. 1990 Set/Out; 38(5):336-8.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 01/2011
CAAE 0004.0.017.000-11

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"Avaliação através da radiografia digital da radiopacidade de materiais utilizados como base e forramento"**, de responsabilidade do(a) Pesquisador(a) Karina Monteleone Lachowski sob orientação do(a) Prof.(a) Dr.(a) Maria Angela Pita Sobral.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 16 de fevereiro de 2011.

Profa. Dra. Marcia Turolla Wanderley
Coordenadora do CEP-FOUSP