

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

Williana Cadete Machado

**AVALIAÇÃO DA RADIOPACIDADE DE RESINAS COMPOSTAS POR
MEIO DE IMAGENS DIGITAIS E CONVENCIONAIS DIGITALIZADAS
ANTES E DEPOIS DE ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL**

Juiz de Fora

2010

WILLIANA CADETE MACHADO

**AVALIAÇÃO DA RADIOPACIDADE DE RESINAS COMPOSTAS POR
MEIO DE IMAGENS DIGITAIS E CONVENCIONAIS DIGITALIZADAS
ANTES E DEPOIS DE ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL**

Dissertação apresentada ao PPG-
Mestrado em Clínica Odontológica da
Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Juiz de Fora,
como parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre em Odontologia, Área
de concentração Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof^a Dr^a Luzia da Glória Corrêa Coelho

Juiz de Fora

2010

Machado, Williana Cadete.

Avaliação da radiopacidade de resinas compostas por meio de imagens digitais e convencionais digitalizadas antes e depois de envelhecimento artificial/ Williana Cadete Machado. – 2010
83f. : Il.

Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)- Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2010.

1. Radiografia dentária. 2. Resinas compostas. 3. Envelhecimento. I.
Título.

CDU 616.314.615.849

“Avaliação da radiopacidade de resinas compostas por meio de imagens digitais e convencionais digitalizadas antes e depois de envelhecimento artificial.”

Williana Cadete Machado

Orientador (a): Luzia da Glória Corrêa Coelho

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado (a) em 06/07/2010



Profª Drª Luzia da Glória Corrêa Coelho



Prof. Dr. Rodrigo Máximo de Araujo



Profª Drª Karina Lopes Devito

DEDICATÓRIA

A Deus, por sempre guiar meu caminho e por me dar forças, sabedoria e humildade para percorrê-lo.

Aos meus queridos pais, William e Ana, que são minha fortaleza e meu exemplo de vida. Sinto por vocês um amor incomensurável. Agradeço por abnegarem dos seus sonhos em prol dos meus e por sempre aceitarem e apoiarem as minhas escolhas. A felicidade que sinto em tê-los comigo na conclusão deste trabalho é plena e é um prazer compartilhar esse sentimento com vocês. Tenham a certeza de que eu os amo muito e que estarei, sempre, ao seu lado.

Aos meus irmãos, Juliana e Eduardo, pelo incentivo e paciência. Obrigada por nossa relação de amor.

Ao Tiago, companheiro otimista, que sempre acreditou que eu seria capaz. Obrigada pelo seu abraço carinhoso e doce nos momentos difíceis e por sua compreensão nos momentos que estive ausente.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Professora Doutora Luzia da Glória Corrêa Coelho,

Agradeço sua confiança absoluta, sua orientação firme, sua dedicação irrestrita, seu exemplo de vocação ao magistério, à pesquisa e à Odontologia. Construimos, ao longo do tempo, uma amizade de alicerces sólidos que cultivarei sempre.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia UFJF, na pessoa de seu diretor, Professor Doutor Antônio Márcio Resende do Carmo, pelo suporte oferecido ao Programa de Pós-Graduação Mestrado em Clínica Odontológica.

À coordenadora do PPG-Mestrado em Clínica Odontológica, Professora Doutora Maria das Graças Afonso Miranda Chaves, pelo apoio incondicional e pela compreensão em todos os momentos.

À Professora Doutora Karina Lopes Devito, co-orientadora deste trabalho, por sua orientação minuciosa e por sua eficiência indubitável.

Ao Professor Doutor Luiz Cláudio Ribeiro, por tornar o processo de análise estatística agradável e de fácil compreensão.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Clínica Odontológica pelo empenho e ensinamentos valiosos.

Aos colegas de turma pelo convívio alegre e harmonioso.

À Clélia Aparecida de Paiva Martins, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pela disponibilidade e presteza.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia UFJF, em especial à Wanessa de Fátima Alonso Ribeiro, pela atenção e carinho.

Aos radiologistas Heligton de Sant´Ana Almeida e Gilmara Chaves Mageste Almeida, por cederem gentilmente a processadora automática para a realização desta pesquisa.

Aos radiologistas e colegas de turma Giovanni Cerrone Júnior e Mariana de Melo Melquiades Cardoso pelo auxílio na realização do estudo piloto.

Ao Cirurgião-dentista Rafael Oliveira Corrêa pelo auxílio na digitalização das imagens.

À FAPEMIG pela concessão da bolsa durante o curso.

Ao fabricante 3M ESPE, na figura de sua representante Rosi Felício, pela doação de três resinas compostas utilizadas neste trabalho.

RESUMO

MACHADO, W.C. **Avaliação da radiopacidade de resinas compostas por meio de imagens digitais e convencionais digitalizadas antes e depois de envelhecimento artificial.** 2010. 83 f. Dissertação (Curso de Pós-Graduação Stricto Sensu – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a radiopacidade de cinco resinas compostas fotopolimerizáveis. Foram confeccionadas cinco amostras de cada resina composta nas espessuras de 2, 3 e 5mm. Uma amostra de cada resina composta em uma determinada espessura, dois cortes de esmalte e dentina, uma escala de densidade de alumínio e uma lâmina de chumbo foram radiografados em filme convencional e no sensor CCD. Os filmes convencionais foram digitalizados. As amostras de resinas compostas foram submetidas a envelhecimento artificial através de termociclagem e radiografadas em um segundo momento. As densidades ópticas das imagens obtidas foram avaliadas no *software* Adobe Photoshop® CS4. Os resultados foram submetidos à análise estatística pelos testes ANOVA – Post Hoc Tukey, Teste t de *Student* para dados pareados e Teste t de *Student* para dados independentes. O nível de radiopacidade foi variável, sendo a resina composta Evolu-X® a mais radiopaca e a Filtek® P90 a menos radiopaca no sistema digital direto. No sistema convencional digitalizado, as resinas Filtek® Z350, Evolu-X®, Charisma® e Filtek® Z250 não se diferiram entre si. As resinas compostas Filtek® P90, Filtek® Z350 e Charisma® apresentaram reduções significativas dos valores médios de radiopacidade quando submetidas a envelhecimento artificial e avaliadas pelo sistema digital direto, mas não houve diminuição estatisticamente significativa de radiopacidade de todas as resinas compostas estudadas quando avaliadas pelo sistema convencional digitalizado. Os valores de radiopacidade aumentaram diante do aumento da espessura das amostras. As resinas compostas apresentaram-se satisfatórias para uso clínico quando avaliadas por ambos os métodos, antes e depois de envelhecimento artificial.

PALAVRAS - CHAVE: radiografia - resinas compostas - envelhecimento.

ABSTRACT

MACHADO, W.C. ***Evaluation of the radiopacity of composites by means of conventional and digital images before and after artificial aging.*** 2010. 83 f. Dissertação (Curso de Pós-Graduação Stricto Sensu – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the radiopacity of five composite resins. Five samples of each composite in thickness 2, 3 and 5mm were made. A sample of each resin at a certain thickness, two slices of enamel and dentin, an aluminum step wedge and a blade of lead were radiographed with conventional film and CCD sensor. The conventional films were digitized. The resin samples were subjected to artificial aging by thermocycling and were radiographed at a second time. The optical densities of the images obtained were evaluated by the software Adobe Photoshop® CS4. The results were submitted to statistical analysis, by ANOVA - Tukey Post Hoc Test, Student's t test for paired samples and Student's t test for independent samples. The level of radiopacity was variable, and the composite resin Evolu-X® was the most radiopaque and Filtek® P90 was the least radiopaque in the direct digital system. The composite resins Filtek® Z350, Filtek® Z250, Evolu-X® and Charisma® did not differ in conventional system. The composite resins Filtek® P90, Filtek® Z350 and Charisma® presented significant reductions in radiopacity mean values when subjected to artificial aging and evaluated by the direct digital system, but there was no statistically significant decrease in radiopacity of all the composite resins studied when evaluated by conventional system. The radiopacity values increased on rising the thickness of the samples. The composite resins were satisfactory for clinical use when evaluated by both methods, before and after artificial aging.

KEY WORDS: radiography – composite resins - aging.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA	–	Análise de Variância
CCD	–	<i>Charge Couple Device</i>
CMOS	–	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>
cm	–	Centímetro
Co.	–	Companhia
dpi	–	<i>Dots per Inch</i>
et al	–	Expressão em latin <i>et alii</i> , que significa “e outros”
EDS	–	<i>Energy Dispersive Spectroscopy</i>
EDX	–	<i>Energy Dispersive X-ray Spectroscopy</i>
E.U.A	–	Estados Unidos da América
GB	–	<i>gigabyte</i>
HD	–	<i>hard disk</i>
ISO	–	<i>International Organization for Standardization</i>
KV	–	Quilovolt
Ltda	–	Limitada
mA	–	Miliamperes
min	–	Minuto
mm	–	Milímetro
MOD	–	Mésio-ocluso-distal
mW/cm ²	–	Miliwatts por centímetro quadrado
µm	–	Micrometro
RAM	–	<i>Read Armazened Memory</i>
s	–	Segundo
TIFF	–	<i>Tagged Image File Format</i>
U.V.	–	Ultravioleta
C°	–	Grau Centígrado
%	–	Porcentagem

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Resina Composta Filtek® Z350.....	51
Figura 2	– Resina Composta Filtek® P90.....	51
Figura 3	– Resina Composta Evolu-X®	51
Figura 4	– Resina Composta Filtek® Z250.....	51
Figura 5	– Resina Composta Charisma®	51
Figura 6	– Matriz de acrílico. Vista superior.....	53
Figura 7	– Matriz de acrílico. Vista lateral.....	53
Figura 8	– Inserção do incremento de resina composta.....	54
Figura 9	– Tira de poliéster e lâmina de vidro sobre incremento de resina composta.....	54
Figura 10	– Fotopolimerização do incremento de resina composta.....	54
Figura 11	– Máquina de Corte Labcut 1010.....	55
Figura 12	– Escala de alumínio, resinas, cortes de dentes e chumbo sobre sensor.....	56
Figura 13	– Dispositivo padronizador.....	56
Figura 14	– Escala de alumínio, resinas, cortes de dentes e chumbo sobre filme convencional.....	57
Figura 15	– Imagem da tela de trabalho do software Adobe Photoshop CS4 11.0.....	58
Figura 16	– Termocicladora Nova Ética.....	59
Quadro 1	– Caracterização dos materiais.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Teste t de <i>Student</i> para dados pareados – Sistema Digital Direto.....	62
Tabela 2 – Teste t de <i>Student</i> para dados pareados – Sistema Convencional Digitalizado	62
Tabela 3 – Valores médios de radiopacidade de esmalte e dentina – Sistema Digital Direto	64
Tabela 4 – Teste t de <i>Student</i> para dados independentes – Sistema Digital Direto	64
Tabela 5 – Valores médios de radiopacidade de esmalte e dentina – Sistema Convencional Digitalizado.....	65
Tabela 6 – Teste t de <i>Student</i> para dados independentes – Sistema Convencional Digitalizado	65
Tabela 7 – Teste ANOVA - Sistema Digital Direto	67
Tabela 8 – Teste ANOVA – Sistema Convencional Digitalizado	67

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Classificação e composição química de resinas compostas	20
2.2 Sistemas radiográficos	25
2.3 Radiopacidade de materiais odontológicos	29
2.4 Envelhecimento de resinas compostas	44
3 PROPOSIÇÃO	48
4 MATERIAIS E MÉTODOS	50
4.1 Resinas compostas	51
4.2 Confecção das amostras	52
4.3 Radiografia digital direta	56
4.4 Radiografia convencional digitalizada	57
4.5 Análise da densidade óptica	58
4.6 Envelhecimento artificial	59
5 RESULTADOS	60
5.1 Comparação entre as médias dos valores de radiopacidade das resinas compostas antes e após envelhecimento artificial	61
5.2 Comparação entre as médias dos valores de radiopacidade das resinas compostas com as do esmalte e dentina	63
5.3 Comparação dos valores médios de radiopacidade entre resinas compostas	66
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÃO	74
REFERÊNCIAS	76
ANEXOS	81

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A introdução das resinas compostas em meados do século passado foi uma revolução na dentística restauradora. Os compósitos odontológicos são esteticamente agradáveis já que possuem aparência semelhante a dos dentes e são relativamente fáceis de manusear (JANDT e SIGUSCH, 2009).

Materiais restauradores resinosos estão cada vez mais sendo utilizados na Odontologia, principalmente devido a sua qualidade estética e suas boas propriedades físicas. Uma variedade de compósitos odontológicos que podem ser utilizados em áreas anteriores e posteriores estão disponíveis para o uso clínico, apresentando uma vasta gama de componentes orgânicos e inorgânicos que podem afetar tanto suas características de manipulação quanto o desempenho clínico. Portanto, as resinas compostas têm sido usualmente classificadas de acordo com as características das partículas de carga, tais como o tipo, a distribuição ou tamanho médio da partícula (MORAES et al., 2009).

As características das resinas compostas estão em constante transformação, inúmeras modificações estão sendo realizadas em sua fase inorgânica a fim de aperfeiçoar esse material e torná-lo o mais próximo do ideal. Dentre as características destaca-se a radiopacidade, quantidade de níveis de cinza que compõem a imagem desse material, que é um importante aspecto quando analisamos a radiografia de um dente restaurado com resina composta (PEREIRA et al., 2005).

O desenvolvimento de um compósito ideal para restaurações em dentes posteriores deve ter como objetivo a melhoria de várias propriedades. A adição de metais a resinas compostas parece ser uma estratégia de sucesso para melhorar a radiopacidade desses materiais (JANDT et al., 2002).

A radiopacidade é uma importante propriedade para todos os materiais restauradores porque ela torna possível a verificação da integridade marginal (ATTAR, TAM E MCCOMB, 2003; SOARES et al., 2007), pode tornar mais fácil a detecção de cáries secundárias e pode ajudar na identificação de possíveis *gaps* na interface entre o compósito e esmalte ou dentina (HARA, SERRA e RODRIGUES Jr., 2001; JANDT et al., 2002; ATTAR, TAM E MCCOMB, 2003; FONSECA et al.,

2006). O excesso de material restaurador na área cervical, o contorno proximal das restaurações e seus contatos com os dentes adjacentes também podem ser avaliados nas radiografias (HARA, SERRA e RODRIGUES Jr., 2001).

Vista a importância da radiopacidade dos materiais odontológicos e o desenvolvimento de novas tecnologias radiográficas e em materiais restauradores, torna-se importante determinar se a composição e o tamanho das partículas de carga das resinas compostas influenciam na diferenciação destas em relação a outros materiais e estruturas dentárias, possibilitando identificar lesões de cárie e outras falhas nas restaurações (SOARES et al., 2007; BRAUN et al., 2008).

Apesar das padronizações, o grau de radiopacidade das resinas compostas necessário para avaliações radiográficas clínicas não foi completamente estabelecido, havendo diferenças nas radiopacidades de várias resinas compostas. O grau apropriado de radiopacidade para materiais restauradores permanece aberto para discussões (IMPERIANO et al., 2007).

Devido ao desenvolvimento da radiografia digital, mas, também devido à evolução da tecnologia de filmes, o clínico depara-se com melhores opções de sistemas de obtenção de imagens. A escolha é influenciada por fatores não clínicos como custo e a disponibilidade de suporte técnico, contudo a qualidade da imagem e exposição à radiação são as considerações clínicas mais relevantes. Estas mudanças nas tecnologias de imagens significam que há uma contínua necessidade de aprimorar a literatura no que diz respeito ao desempenho relativo de diferentes sistemas de imagens (BHASKARAN et al., 2005).

Os sistemas radiográficos digitais e a radiografia convencional possuem inúmeras vantagens e desvantagens (FARMAN, 2003; SAMARAS, 2008). Cabe ao cirurgião-dentista ponderar quais fatores serão preponderantes na sua escolha, dentre os quais, pode-se destacar a qualidade da imagem radiográfica. É relevante avaliar se a qualidade da imagem radiográfica de restaurações de resinas compostas pode variar entre esses métodos de obtenção de imagem.

É importante verificar também se a permanência de restaurações em um ambiente, tão específico quanto o meio bucal, pode alterar suas propriedades físicas como a radiopacidade.

Sob condições bucais, as mudanças de temperatura intra-orais podem causar falha na interface adesiva entre as partículas/matriz devido à incompatibilidade da expansão térmica entre a matriz e as partículas das resinas compostas. Este ataque

sobre as resinas compostas pode afetar suas propriedades físicas (KAWANO, 2001).

A liberação de íons como silício, bário, estrôncio e sódio em meio aquoso pode quebrar as ligações químicas entre partícula de carga e a matriz, resultando em redução da radiopacidade e diminuição da força mecânica (CRUVINEL et al., 2007).

Mediante ao que foi exposto, podemos afirmar que com o advento de novos materiais restauradores e com o avanço no desenvolvimento de tecnologias no que tange aos diferentes sistemas de obtenção de imagens radiográficas, torna-se premente o estudo da radiopacidade das resinas compostas. É importante salientar a necessidade de estabelecer o grau de densidade óptica das resinas compostas, antes e depois de um período de envelhecimento, já que a avaliação destas restaurações, em retornos periódicos ao cirurgião-dentista, é uma prática comum e muito relevante para o clínico.

REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Classificação e composição química de resinas compostas

Fortin e Vargas (2000) revisaram os avanços em resinas compostas e realizaram uma discussão com ênfase nos atuais conceitos de polimerização, nos novos materiais, assim como nas novas técnicas de uso. Nesta revisão, mencionaram que a carga inorgânica é a porção da resina composta que afeta primariamente suas propriedades. O tipo de carga influencia diretamente a radiopacidade e esta é obtida através da incorporação de elementos com um alto número atômico na fase de partículas de carga inorgânicas.

Moszner e Salz (2001) fizeram uma revisão que descreveu os aspectos químicos e poliméricos da aplicação de novos monômeros e discutiram a contribuição de novas tecnologias de partículas de carga para a melhoria dos compósitos restauradores. Por definição, um compósito é uma mistura de vários componentes, no caso de compósitos odontológicos, é uma mistura de uma matriz orgânica e de partículas de carga inorgânicas. Devido à maior influência das partículas de carga nas propriedades físicas, a classificação dos compósitos odontológicos é baseada no tipo e no tamanho da partícula utilizada. Os compósitos restauradores disponíveis comercialmente contêm uma mistura de vários dimetacrilatos, vidros e/ou partículas de dióxido de silício e fotoiniciadores. Os novos avanços de compósitos poliméricos para materiais restauradores possuem como principais focos a redução da contração de polimerização, melhorias na biocompatibilidade, na resistência ao desgaste e nas demais propriedades. Isto pode ser parcialmente alcançado pelo uso de novos monômeros e partículas de carga. A radiopacidade de compósitos odontológicos é principalmente alcançada por meio de vidros que contêm metais pesados, como bário e estrôncio. Alguns monômeros têm o potencial de prover radiopacidade suficiente em resinas com baixa quantidade de carga ou sem carga, isto é, a radiopacidade pode ser alcançada por uma matriz polimérica radiopaca, utilizando metais pesados nos monômeros ou monômeros com resíduos de iodo e bromo.

Busato, Hernandez e Macedo (2002) sustentaram que, atualmente, existe no mercado uma grande quantidade de marcas comerciais de resinas compostas, fator que juntamente com as alterações da fase inorgânica fazem com que os profissionais fiquem em dúvida no momento da escolha deste material. Uma classificação com base nas matrizes orgânicas não parece ser útil já que a maioria dos compósitos contém misturas de diferentes resinas. Portanto, o tipo, a carga e o tamanho das partículas, por apresentarem grande influência nas propriedades dos compósitos, fornecem um parâmetro prático para estabelecer uma classificação.

Reges et al. (2002) determinaram o conteúdo percentual de partículas de carga de resinas compostas e cimentos resinosos em massa e volume. Salientaram que diante da presença de inúmeras marcas comerciais de resinas compostas para dentes anteriores e posteriores, há uma grande variação percentual na quantidade de carga inorgânica, a qual levará à indicação deste material. Obviamente, o conteúdo inorgânico possui um limite na sua quantidade com intuito de evitar a interferência nas propriedades mecânicas. Clinicamente, é importante para o cirurgião-dentista, diante das informações sobre a análise do conteúdo de partículas das resinas compostas e dos cimentos resinosos, selecionar adequadamente o material de acordo com a determinada indicação clínica.

Para Anusavice (2005), os objetivos primários das partículas de carga são fortalecer a resina composta e reduzir a quantidade de matriz resinosa no material. Muitas propriedades importantes das resinas compostas são melhoradas pelo aumento da quantidade de carga (fração volumétrica) como o aumento da radiopacidade e facilidade de diagnóstico por meio da incorporação de estrôncio, vidro de bário e outros metais pesados que absorvem os raios X. Infiltrações nas margens das restaurações, cáries secundárias, contatos proximais inadequados, desgaste das superfícies proximais e outros problemas não podem ser detectados, a não ser que um contraste em radiografias seja conseguido. Logo, a radiopacidade é uma propriedade especialmente importante para qualquer material restaurador utilizado em dentes posteriores.

Conceição et al. (2005) destacaram que o uso crescente de restaurações diretas de resinas compostas em dentes posteriores está principalmente vinculado a uma maior demanda estética por parte dos pacientes, mas também é relacionado à considerável evolução apresentada por esses materiais e pelos sistemas adesivos. Alguns aspectos são relevantes no processo de desenvolvimento dos compósitos. O

aumento do percentual por volume e a redução do tamanho das partículas inorgânicas, que hoje são em média, na maioria dos materiais disponíveis no mercado, de 60 a 65% por volume e entre 0,4 e 0,7 micrômetros, proporcionaram uma melhora significativa no desempenho clínico. A característica relacionada ao equilíbrio entre a quantidade, o tipo, o tamanho médio das partículas inorgânicas e o peso molecular dos monômeros que compõem a fase orgânica determina o grau de viscosidade e as propriedades físicas da resina composta, que quando associadas aos sistemas adesivos, criaram alternativas técnicas que impulsionaram o uso dos compósitos como material restaurador direto e indireto em dentes posteriores.

Roeters, Shortall e Opdam (2005) definiram os requisitos específicos para cada indicação de resina composta e descreveram quais características dos materiais são necessárias para atendê-los. Além do mais, a influência de características específicas, no desempenho clínico, foi discutida. Embora as indicações restauradoras possam ser atendidas com resinas compostas, não é óbvio que isto é possível com um único material. Uma maneira de classificar os compósitos é de acordo com sua indicação. Compósitos híbridos e microparticulados podem ser selecionados para restaurações anteriores. Tradicionalmente, compósitos microparticulados são populares para restaurações anteriores devido ao pequeno tamanho das partículas de carga (0,04-1,5 micrômetros) o que proporciona a superfície mais lisa e a manutenção do polimento. Os requisitos essenciais de uma resina composta para dentes posteriores devem ser a alta resistência à fratura e ao desgaste associadas com boa radiopacidade, enquanto propriedades estéticas são menos importantes do que na região anterior. Para cirurgiões-dentistas que também desejam fazer restaurações extensas e duráveis de compósitos em dentes posteriores, eles podem ser aconselhados a escolher um compósito especial para dentes posteriores. Esse material deve ter um elevado conteúdo inorgânico (65 a 70% em volume) e deve ter um tamanho médio de partículas maior do que um micrômetro. Devido ao seu conteúdo de carga, os compósitos universais sempre deverão ser compromissados tanto com a estética quanto com a resistência. Atualmente, com vários tipos disponíveis (híbrida, micro-híbrida, nanoparticulada, com liberação de flúor, etc) e com diferentes viscosidades, cores, opacidade e formatos de apresentação, tornou-se difícil para o profissional fazer uma escolha lógica e, há uma tendência em escolher os compósitos universais de alta viscosidade disponíveis no mercado.

Garcia et al. (2006) apresentaram os diferentes componentes de compósitos e forneceram aos cirurgiões-dentistas critérios para a escolha do material restaurador de acordo com as necessidades terapêuticas. A maioria dos compósitos utilizados na Odontologia são materiais híbridos, assim chamados porque são compostos por grupos de polímeros reforçados por uma fase inorgânica de partículas com diferentes composições, tamanhos e porcentagens de carga. A escolha clínica de um compósito deve considerar se a prioridade é a necessidade mecânica ou estética. Se as propriedades mecânicas são as mais relevantes, um material com maior volume de partículas será escolhido, se as considerações estéticas predominarem, o tamanho da partícula será o fator mais importante. As partículas utilizadas variam amplamente em sua composição química, morfologia e dimensões. As principais partículas são o dióxido de silício, silicato de boro, lítio e alumínio, sendo que os silicatos são comumente empregados. Em muitos compósitos, o quartzo é parcialmente substituído por metais pesados como bário, estrôncio, zinco, alumínio ou zircônia que são radiopacos.

Madler et al. (2006) produziram compósitos radiopacos a partir da mistura de óxido de itérbio e sílica em uma matriz resinosa de metacrilato. Atualmente, partículas de sílica são amplamente utilizadas na fabricação de compósitos porque o seu mecanismo de silanização é bem estudado e resulta em excelentes propriedades físicas de polímero/partículas. Além do mais, as partículas de sílica são disponíveis em uma faixa nanométrica de tamanho. Todavia, uma desvantagem de partículas de sílica puras é sua inerente baixa radiopacidade. Portanto, misturas de partículas inorgânicas com a sílica são frequentemente utilizadas para aplicações odontológicas. A adição de componentes com um alto número de prótons e com um alto índice de refração permite o controle do índice de refração da mistura e proporcionam adequada radiopacidade. A força física, transparência e radiopacidade superiores quando comparadas com aquelas dos compósitos feitos com partículas de sílica convencionais, tornaram as resinas compostas, com partículas de óxidos misturadas, atrativas para materiais restauradores odontológicos.

Jandt e Sigusch (2009) apresentaram uma revisão concisa que forneceu uma visão das novas abordagens na área de biomateriais à base de resinas, com ênfase em compósitos odontológicos. Realizaram uma seleção de publicações abrangendo as áreas como a da nanotecnologia e explicaram que os futuros materiais baseados em resinas podem ser amplamente aperfeiçoados se, por exemplo, a

nanotecnologia for aplicada. Devido à sua enorme energia livre de superfície, as nanopartículas se aderem mais fortemente a outros materiais ou umas com as outras (aglomeração) e esses efeitos podem ser explorados na melhoria das propriedades físicas em resinas compostas odontológicas. Compósitos nanoparticulados exibem estética, são fáceis de polir e possuem resistência. Geralmente, a maioria dos estudos sobre materiais odontológicos à base de resinas com diferentes nanopartículas reportaram melhorias em algumas propriedades quando comparados aos compósitos sem nanopartículas. Uma comparação clara do desempenho, entretanto, é desafiadora já que, muitas vezes, mais de um parâmetro sofre variações nos estudos ou apenas uma ou duas propriedades são medidas. Concluíram que há muito campo para a melhoria e amplo desenvolvimento dos materiais odontológicos baseados em resinas, como os compósitos. Estas abordagens referem-se a compósitos odontológicos muito mais complexos e tecnologias mais sofisticadas do que as atualmente utilizadas. Os benefícios para o paciente e a qualidade da terapia odontológica, se tais materiais forem desenvolvidos e introduzidos, são evidentes.

O estudo de Moraes et al. (2009) avaliou as propriedades de resinas compostas nano-híbridas (TPH3, Grandio, Premise, Concept Advanced) e comparou-as com a nanoparticulada (Filtek Supreme XT) e com a micro-híbrida (Filtek Z250). A hipótese testada foi de que resinas compostas nano-híbridas devem ter propriedades semelhantes às das micro-híbridas tradicionais e não de compósitos nanoparticulados. Os resultados mostraram que a composição das partículas presentes nas nano-híbridas é a mesma da maioria das híbridas tradicionais. A forma das cargas presentes nas nano-híbridas foi diferente quando comparada com a do material nanoparticulado. O presente estudo indicou que o comportamento das resinas compostas nano-híbridas está mais estreitamente relacionado com o das micro-híbridas do que com o das nanoparticuladas e que a avaliação clínica das resinas nanohíbridas comparadas com as micro-híbridas e nano-particuladas seria mais propriamente indicada para detectar diferenças de desempenho entre esses materiais.

2.2 Sistemas radiográficos

Berkhout, Sanderink e Stelt (2003) mostraram as características inerentes à radiografia digital e compararam-nas com as da imagem convencional. Na radiografia convencional, o filme detecta, armazena e apresenta a informação radiográfica. Na radiografia digital, os detectores de raios X e computadores desempenham as funções de aquisição, arquivamento e apresentação da informação radiográfica. Na literatura, a terminologia para discriminar os diversos tipos de sistemas digitais é controversa. A maioria dos autores denomina os sistemas com sensores digitais, que são ligados ao computador por um cabo, de sistema direto. Entretanto, sistemas de placa de fósforo também são chamados de sistemas diretos, devido à aquisição direta da imagem digital. Outros autores chamam o sistema de placa de fósforo de sistema indireto porque uma ação “extra” necessita ser feita para digitalizar a placa em um escaner a laser. Outros encontraram o termo sistema semi-direto para denominá-lo. A digitalização de um filme radiográfico para uma imagem digital utilizando um escaner ou uma câmera de vídeo é chamada verdadeiramente de sistema indireto.

Farman (2003) revisou o contexto histórico da imagem digital em Odontologia e delineou as questões fundamentais relacionadas às modalidades de imagem digital. As imagens radiográficas odontológicas digitais podem ser obtidas através da digitalização de radiografias de filmes convencionais, de placas de fósforo fotoestimuláveis ou utilizando sensores (por exemplo, *charge coupled device*-CCD ou *complementary metal oxide semiconductor*-CMOS). Há quatro características que são importantes de se analisar em todos os detectores de imagens digitais: o tamanho da área ativa, taxa de sinal-ruído, contraste e a resolução espacial. Concluiu-se que esses sistemas não necessitam apenas produzir imagens mais acuradas para diagnósticos, mas, também proporcionar evidências demonstráveis de um alto padrão de atendimento a um custo que não é economicamente proibitivo para o clínico ou para a sociedade e que permite o fluxo de trabalho eficaz e eficiente na prática odontológica. Qualquer sistema digital deve ser tão eficiente e eficaz quanto o filme analógico em termos de qualidade de imagem, segurança, economia e ergonomia para que haja sua aceitação no mercado.

Sanderink (2003) ponderou que os rápidos avanços na tecnologia da informática tiveram um impacto significativo na radiografia odontológica. Em 1987, o

primeiro sistema digital direto tornou-se comercialmente disponível como uma alternativa ao filme radiográfico convencional. Desde então, diversos sistemas têm sido introduzidos no mercado. Há, fundamentalmente, dois diferentes conceitos para aquisição de imagem digital direta, o CCD (*charge coupled device*) e o de placa de armazenamento de fósforo. No sistema de CCD, um chip é utilizado como sensor para a imagem. Um cabo conecta o sensor ao computador, e a imagem é apresentada quase imediatamente no monitor, depois da exposição do sensor. No sistema de placa de armazenamento de fósforo, uma placa de fósforo é exposta e a imagem latente é armazenada. A informação contida na placa é revelada pela exposição desta a um escaner a laser.

Nos sistemas digitais, há várias ferramentas disponíveis que permitem a realização de técnicas variadas de intensificação de imagem e processamento, como: inversão (negativo), alteração de contraste, alto-relevo ou pseudo 3D, magnificação da imagem, realização de medidas e pseudocolorização (WHAITES, 2003).

Farman e Farman (2004) listaram as vantagens presumidas dos sistemas radiográficos digitais sobre os filmes radiográficos convencionais, com ênfase especial nos custos e benefícios. A imagem digital economiza tempo, facilita a comunicação com o paciente quando as imagens são apresentadas diretamente no monitor do computador, facilita a resolução de problemas como armazenamento, cópia e recuperação de imagens, permite a perfeita duplicação das mesmas, elimina gastos com filmes e soluções de processamento e com a dispensa das soluções utilizadas, abre o campo para comunicação e consultas eletrônicas e pode reduzir a dose de radiação.

Freitas, Rosa e Souza (2004) ressaltaram que as radiografias digitais ainda têm limitações e que a falta de conhecimento e experiência com esses novos sistemas pode induzir a falhas de interpretação. Citaram algumas desvantagens da radiografia digital como o seu alto custo, a necessidade de computadores com certa capacidade de memória, necessitando de equipamentos mais sofisticados, as imagens apresentam menor definição, os cabos que ligam o sensor tipo CCD ao computador dificultam a manipulação, pois costumam ter calibre volumoso e, por fim, a menor área abrangida pelo tamanho diminuído da maioria dos sensores, leva alguns autores a afirmar que a vantagem do menor tempo de exposição seria

relativa, uma vez que haveria a necessidade de duas tomadas radiográficas para se abranger a mesma área coberta por um único filme periapical.

O principal foco da investigação de Bhaskaran et al. (2005) foi comparar doses de radiação e qualidade da imagem de três sistemas de obtenção de radiografias. Filme Kodak 'Insight' de sensibilidade F, Digora FMX (sistema de placa de fósforo) e Visualix USB (sistema CCD) foram utilizados para produzir séries de imagens radiográficas de duas mandíbulas dentadas (regiões de molares superiores e inferiores). Cinco observadores examinaram as radiografias individualmente e pontuaram cada imagem utilizando uma escala subjetiva de qualidade de cinco pontos (0-4). Ótima qualidade de imagem (4) foi observada apenas para o filme convencional. Os sistemas digitais apresentaram uma pontuação média máxima de 3,1 (adequada visualização). Os dois sistemas digitais, entretanto, proporcionaram adequada visualização em tempos de exposição substancialmente mais baixos. Os três sistemas forneceram imagens aceitáveis (pontuação de qualidade maior ou igual a dois) em alguma parte da ampla gama de exposições. Em termos de qualidade de imagem, o filme de sensibilidade F mostrou-se melhor do que os dois sistemas digitais, mas, isto deve ser ponderado já que estes sistemas forneceram uma adequada qualidade sob doses de radiação mais baixas. Em termos de potencial de dose, Digora FMX apresentou a dose mais baixa para sua máxima qualidade de imagem. Ao contrário do filme convencional e do sistema de placa de fósforo, o sistema CCD não forneceu imagens legíveis com exposições muito elevadas, isto é devido ao fenômeno de saturação do CCD. Concluíram que como o filme continua sendo a opção menos onerosa para os clínicos, cada cirurgião-dentista deve ponderar cuidadosamente a percepção dos benefícios das novas tecnologias em relação ao custo e à complexidade.

Grassl e Schulze (2007) compararam as imagens produzidas por um sistema *charge couple device* (CCD), por filmes radiográficos e as imagens digitalizadas por um escaner de mesa. Uma escala de densidade de alumínio com 6 degraus de espessura crescente de 3-8mm, contendo 18 orifícios de 1mm de diâmetro e 0,05-0,30mm de espessura foi confeccionada. As imagens digitais, bem como as digitalizadas, foram exportadas em formato de arquivo de imagem descompactado TIFF (*Tagged Image File Format*) para uma unidade de computador e importadas para um programa de edição de imagem (*software* Photoshop 6.0, Adobe Software Inc.) Trinta observadores avaliaram as imagens, em duas sessões, com intervalo de

30 dias, e as pontuaram em uma escala de confiança de cinco pontos. A diferença entre as imagens digitais e os filmes radiográficos convencionais foi pequena. No entanto, o desempenho inferior das imagens digitalizadas, particularmente em regiões mais densas, foi clinicamente relevante. Os resultados indicaram uma comparável percepção de pequenas características de contraste e de formatos regulares entre as radiografias digital direta e a convencional. As imagens digitalizadas, no entanto, apresentaram perda de informação de imagem.

Segundo Farman et al. (2008), o impacto da imagem digital na prática odontológica depende do grau de planejamento conduzido antes da implementação. A imagem digital não é simplesmente a apresentação de radiografias sem filme. O mais importante é que as imagens capturadas em um computador podem ser exibidas quase que instantaneamente, facilitando procedimentos operatórios. Imagens radiográficas digitais não precisam ser substitutas das radiografias convencionais. De fato, muitos dentistas utilizam ambas. Os primeiros sistemas digitais intraorais foram desenvolvidos para auxiliar procedimentos operatórios, e não para substituir o filme. Contudo, atualmente, uma abordagem digital completa parece ser a opção mais prática. Portanto, a decisão de investir em equipamentos de radiografia digital deve ser avaliada pelos clínicos. Os sistemas digitais têm inúmeras vantagens sobre a radiografia convencional, incluindo a produção imediata de imagens com a exposição interativa no monitor, a capacidade de melhorar as características das imagens e fazer medições diretas, a integração do armazenamento com o acesso às imagens através de programa, a segurança de cópias disponíveis dentro e fora do local de arquivamento, as duplicatas radiográficas para acompanhar as referências, os mecanismos de segurança para identificar imagens originais e diferenciá-las de imagens alteradas, a capacidade de codificar a informação como um identificador do paciente, registrar a data de exposição e outros detalhes pertinentes, além da interoperabilidade da imagem digital e comunicações entre profissionais no formato de arquivo.

Samaras (2008) ponderou que não foi há muito tempo que se discutia a questão das radiografias digitais serem tão acuradas quanto as radiografias convencionais para o diagnóstico de doenças bucais. Enquanto o filme continua capaz de produzir uma excelente imagem radiográfica, um número crescente de profissionais está optando pelo uso de radiografia digital no diagnóstico de cárie dentária, por uma grande variedade de razões. A radiografia digital tem se mostrado

superior a convencional no diagnóstico de lesões menores, porque existe a capacidade de ampliar, melhorar, contrastar e até mesmo colorir uma imagem através de programas avançados. As imagens radiográficas digitais podem aumentar a capacidade dos cirurgiões-dentistas para a educação do paciente ou para a comunicação entre profissionais. A compreensão do paciente sobre o diagnóstico é fundamental para que ele se responsabilize por sua saúde bucal e tenha posse do seu tratamento dentário. Como não há nenhuma diferença na qualidade da imagem produzida pela radiografia digital direta e indireta, o sistema selecionado pelo clínico é uma questão de escolha pessoal. Concluiu-se que não há obstáculos para a implantação da radiografia digital na prática odontológica, uma vez que as radiografias digitais provaram ser eficientes tanto para a equipe odontológica quanto para os pacientes, o que se traduz em melhores atendimentos e serviços odontológicos.

2.3 Radiopacidade de materiais odontológicos

Williams e Billington (1987) desenvolveram a técnica que utiliza um espectrofotômetro de luz visível para medir a transmissão da luz através da radiografia. Esta técnica foi utilizada para comparar as leituras de densidade óptica obtidas de uma escala de densidade de alumínio e do material cuja radiopacidade está sob investigação. Para realização deste trabalho, fatias de dentes humanos de aproximadamente 1mm de espessura foram obtidas e foram realizadas radiografias com cada fatia e com uma escala de densidade de alumínio. Como a escala foi radiografada ao mesmo tempo e sob as mesmas condições que cada fatia de dente, ela poderia atuar como padrão para calibrar o espectrofotômetro. As leituras a partir de 3, 2 e 1mm de alumínio e das amostras dos materiais foram então realizadas. Essas leituras da escala de densidade de alumínio foram utilizadas para construir uma curva de calibração a partir da qual a radiopacidade do material em questão, seja esmalte ou dentina, poderia ser encontrada. A espessura de cada corte foi medida de modo que a radiopacidade poderia ser dada em termos de mm de alumínio/ 1mm de material. Este método também poderia ser utilizado para medir a radiopacidade de materiais restauradores. Utilizando o método descrito, as radiopacidades de três materiais restauradores compostos foram obtidas, sendo estes Occlusin (R), P-30 (R) and Ful-Fil (R). Em média, a radiopacidade foi de

2.1mm alumínio/1mm de esmalte e os resultados da dentina mostraram um padrão de 1.0mm de alumínio/1mm de dentina. Os três materiais restauradores obtiveram uma radiopacidade maior do que aquela do esmalte e da dentina, como poderia ser esperado de produtos fabricados para dentes posteriores.

Curtis, Von Fraunhofer e Farman (1990) realizaram um estudo com o objetivo de estabelecer as radiopacidades de uma grande variedade de resinas compostas, bem como determinar o grau ótimo de radiopacidade de compósitos para facilitar diagnósticos radiográficos. Secções horizontais de dentes nas espessuras de 1, 2, 3 e 4mm e uma escala de densidade de alumínio foram radiografados e os níveis de radiopacidade foram determinados para o esmalte e dentina. Posteriormente, radiografias foram realizadas de cada compósito nas diferentes espessuras, juntamente com a escala de densidade de alumínio. As radiopacidades de todos os materiais nas espessuras também foram determinadas. Ranhuras de 0,5, 1,0 e 2,0 mm de profundidade foram feitas em três blocos de alumínio de 3mm de espessura para simular lesões cáries inicial (0,5mm), moderada (1mm) e avançada (2mm). Apenas nove das 14 resinas compostas testadas foram consideradas radiopacas e dessas, apenas cinco materiais possuíam radiopacidades que permitiam a detecção radiográfica precisa de cáries iniciais e outros defeitos. Os achados indicaram que a detecção de cáries dentárias recorrentes é facilitada quando a radiopacidade de uma resina composta é semelhante ou ligeiramente maior do que a do esmalte.

Akerboom et al. (1993) estudaram as radiopacidades de sete resinas compostas para dentes posteriores, sete cimentos resinosos para cimentação e seis cimentos forradores de ionômero de vidro. Sete placas de acrílico de 4mm de espessura foram perfuradas com 21 orifícios de 4mm de diâmetro. Os vinte orifícios foram preenchidos com os materiais e o vigésimo primeiro orifício de cada placa foi preenchido com uma amostra de 4mm de alumínio (99,5%Al). Amostras esmalte/dentina de 4mm de espessura foram obtidas de dentes recentemente extraídos. As placas, uma escala de densidade de alumínio (99,5% Al) e os cortes dos dentes foram radiografados em filmes oclusais. Três radiografias foram feitas de cada conjunto. O valor de radiopacidade de cada amostra foi obtido pelo cálculo da média dos valores das três radiografias, sendo que os valores de radiopacidade das resinas e cimentos foram expressos em espessura equivalente de alumínio. Como recomendado, as resinas compostas para dentes posteriores exibiram maior radiopacidade do que a mesma espessura de alumínio. Um cimento resinoso e um

cimento de ionômero de vidro mostraram-se menos radiopacos que o alumínio. As resinas compostas apresentaram maiores valores de radiopacidade quando comparadas aos cimentos e as combinações de resinas compostas com cimentos para cimentação e/ou cimentos de ionômero de vidro podem apresentar *gaps* devido às diferenças nos valores de radiopacidade.

Toyooka et al. (1993) mensuraram a radiopacidade de 12 resinas compostas fotopolimerizáveis e relacionaram as suas radiopacidades à composição química de suas partículas. As radiopacidades foram expressas em mm de alumínio e a análise química das partículas de carga foram realizadas com o teste EDX (*Energy Dispersive X-ray Spectroscopy*) em microscopia eletrônica de varredura. Observaram que dois compósitos para dentes anteriores eram radiolúcidos, enquanto dois para anteriores e um para dentes anteriores/posteriores exibiram radiopacidade igual ou ligeiramente superior a do esmalte humano. Três compósitos para dentes posteriores e um compósito *inlay* possuíam radiopacidade equivalente ou um pouco superior a do esmalte. Três compósitos para dentes posteriores possuíam radiopacidade bastante superior a esta estrutura dentária. Tornou-se evidente que partículas radiopacas continham ao menos um óxido radiopaco na composição como BaO (óxido de bário), ZrO₂ (dióxido de zircônio) e Yb₂O₃ (trióxido de itérbio), com variação nas concentrações e que a radiopacidade das resinas compostas foi linearmente proporcional à quantidade de óxidos radiopacos nas partículas.

Taira et al. (1995) confeccionaram resinas compostas fotopolimerizáveis contendo partículas de SiO₂ (dióxido de silício) e ZrO₂ (dióxido de zircônio) e avaliaram suas radiopacidades em comparação com a da dentina e esmalte humanos. Foram preparadas partículas de SiO₂-ZrO₂ com conteúdos de 0, 10, 20, 30 e 40% em peso de ZrO₂ e as pastas dos compósitos foram produzidas com uma mistura de 25% de monômero e 75% de partículas de SiO₂-ZrO₂. As cinco pastas de compósitos experimentais foram inseridas em matrizes de teflon de 6mm de diâmetro e de 1, 2 e 3mm de espessura, respectivamente. Dentes humanos, recentemente extraídos, foram cortados longitudinalmente em seções incluindo áreas de esmalte e dentina. Para medir a radiopacidade, cada grupo de espécimes foi colocado sobre filmes radiográficos com uma escala de densidade de alumínio de 16 degraus variando de 1 a 16mm. A densidade radiográfica de cada material foi medida com um densitômetro e as radiopacidades foram expressas em termos de

espessura equivalente de alumínio (mm/Al). Verificou-se que a radiopacidade do compósito aumentou linearmente com o aumento do conteúdo de partículas de ZrO_2 , e que geralmente, quanto mais espesso o compósito, maior a sua radiopacidade. Foi provado que a radiopacidade do compósito pode ser precisamente controlada pelo ajuste do conteúdo de ZrO_2 nas partículas de SiO_2-ZrO_2 .

Shah et al. (1997) mediram a radiopacidade de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina utilizados como forradores/bases, relacionando as medições densitométricas a uma espessura equivalente de alumínio. Este estudo também comparou o grau de radiopacidade desses materiais modificados por resina com o de bases e forradores convencionais. Foram confeccionadas cinco espécimes de cada material, com 10mm de diâmetro e 1mm de espessura, e cortes de dentina de 1mm de espessura foram obtidas de dentes recentemente extraídos. Foram radiografados os cinco espécimes de cada material posicionados adjacentes a escala de densidade de alumínio e ao corte de dentina em cada filme. Os cimentos de ionômero de vidro foram substancialmente menos radiopacos do que os outros materiais, sendo que o cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Bond foi mais radiopaco que os três cimentos ionômero de vidro modificados por resina. Dos três cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, o Vitrebond foi o mais radiopaco e o Fuji Lining LC foi o menos radiopaco. Recomenda-se que os futuros materiais de ionômero de vidro modificados por resina sejam formulados com aumento da radiopacidade para melhorar a detecção radiográfica. Os autores concluíram que todos os materiais examinados foram mais radiopacos do que a dentina.

Bouschlicher, Cobb e Boyer (1999) determinaram a radiopacidade de 20 resinas compostas utilizadas para restaurações em dentes posteriores. Sete espécimes de cada material, de 5mm de diâmetro e 2mm de espessura, foram produzidos. Molares humanos foram seccionados longitudinalmente em cortes de 2mm de espessura que incluíam o esmalte e a dentina. Os espécimes foram radiografados e as densidades ópticas do esmalte, da dentina, dos materiais restauradores, de chumbo e da escala de densidade de alumínio foram obtidas através das imagens radiográficas utilizando um fotodensitômetro de transmissão. A espessura equivalente em mm/Al para cada material foi calculada. Todos os materiais testados, com exceção de uma resina adesiva sem carga, estavam de acordo com a ISO 4049 (International Organization for Standardization 4049), sendo

no mínimo tão radiopacos quanto 2mm de espessura de alumínio de 99,6% de pureza. Quatro resinas compostas *flowable* possuíam valores de radiopacidade que estavam entre os do esmalte e da dentina, enquanto dois materiais foram mais radiopacos do que o esmalte. Os três compômeros avaliados possuíam radiopacidades maiores do que as do esmalte. Concluiu-se que todos os materiais avaliados, exceto uma resina adesiva, foram pelo menos tão radiopacos quanto à dentina.

Chan et al. (1999) tiveram como propósitos de seu estudo a caracterização de resinas compostas com partículas de Ta₂O₅ (pentóxido de tântalo) em função das partículas de carga e a determinação da carga necessária para proporcionar o nível ideal de radiopacidade. Desenvolveram um monômero solúvel com Ta₂O₅ como nanopartícula e formaram uma pasta de resina com baixa viscosidade, mas com alto volume de carga. Nanopartículas de Ta₂O₅ foram dissolvidas em metanol e misturadas à matriz orgânica. Espécimes foram feitos em molde de bronze bipartido de 2 x 2 x 15mm e suas radiopacidades foram comparadas a uma escala de densidade alumínio e a um corte de dentina da mesma espessura. Os resultados mostraram que a radiopacidade aumentou significativamente com a carga Ta₂O₅ e as resinas compostas com a nanopartícula Ta₂O₅ passaram a apresentar um valor ótimo de radiopacidade. Os autores puderam concluir que a introdução da nanopartícula de carga pentóxido de tântalo como um componente miscível e homogêneo de uma resina composta pode melhorar o nível de radiopacidade de materiais e podem contornar a ocorrência de hidrólise e degradação de partículas de vidro utilizadas como reforço de resinas para dentes posteriores. O pentóxido de tântalo proporcionou características desejáveis devido a sua toxicidade extremamente baixa, ao seu alto estado de oxidação, a sua resistência à degradação e à inércia química.

Murchison, Charlton e Moore (1999) estudaram a radiopacidade de oito resinas compostas restauradoras *flowable* e compararam suas radiopacidades com as do esmalte, da dentina e de um compósito amplamente comercializado para aplicação universal em dentes anteriores e posteriores. Um total de 45 espécimes, cinco de cada compósito, foram confeccionados em matrizes cilíndricas. As amostras de cada grupo foram radiografadas juntamente com um corte de esmalte, um de dentina e um cilindro de amálgama. Uma escala de densidade de alumínio foi radiografada e utilizada como padrão. Foram utilizados dois métodos para

determinação da radiopacidade: densitômetro e análise densitométrica de imagem realizada em computador, sendo que a correlação desses métodos foi avaliada. Das oito resinas compostas testadas, somente três exibiram uma radiopacidade igual ou superior a do esmalte. As radiopacidades dos outros cinco materiais não foram estatisticamente maiores do que a da dentina. Portanto, o nível de radiopacidade das resinas *flowable* testadas foi variável. Aquelas com baixa radiopacidade devem ser evitadas em restaurações classe II, pois podem comprometer a habilidade dos clínicos em diagnosticar radiograficamente cáries recorrentes. Ambos os métodos de análise de radiopacidade utilizados parecem ser adequados para estudos comparativos de radiopacidade.

Hara, Serra e Rodrigues Jr. (2001) avaliaram a radiopacidade de sete materiais restauradores: três ionômeros de vidro modificados por resina, três resinas compostas modificadas por poliácidos e um cimento de ionômero de vidro convencional. Os materiais foram inseridos em um anel plástico de 2mm de espessura e 4,1mm de diâmetro. Foram confeccionados três espécimes de cada um dos materiais estudados e um corte de dente humano com 2mm de espessura. Cada radiografia periapical obtida continha um espécime de cada um dos sete materiais avaliados, o corte da estrutura dental e uma escala de densidade de alumínio de dez degraus. Três examinadores independentes e cegos aos espécimes avaliaram as radiografias. Pontuaram os sete materiais e a estrutura dentária em uma escala de 1 a 5 (do mais radiolúcido para o mais radiopaco) e compararam-nos com a escala de densidade de alumínio. Os resultados demonstraram que, exceto um ionômero de vidro modificado por resina, todos os materiais híbridos avaliados foram mais radiopacos que a amostra de estrutura dental e que o cimento de ionômero de vidro convencional.

Jandt et al. (2002) desenvolveram e testaram mecânica e radiograficamente compósitos híbridos (poli-compósitos) experimentais de vidro, sílica e metal. Para determinar se as propriedades de um composto dental com partículas de vidro e sílica em Bis-GMA (Bisfenol Glicidil Metacrilato)/poliglicol-dimetacrilato poderiam ser melhoradas através da incorporação de partículas titânio, de prata, de estanho e de cobre, os pesquisadores mediram a força de tensão diametral, tenacidade à fratura e a radiopacidade de cinco compósitos. Para o teste de radiopacidade, o material foi colocado em matrizes de 4mm de diâmetro e 2mm de espessura. Cinco amostras por grupo foram confeccionadas e radiografadas com uma escala de densidade de

alumínio com degraus de 0,5 a 10mm. As densidades das imagens dos espécimes e da escala de densidade de alumínio foram medidas com um microdensitômetro. A densidade óptica de cada amostra foi expressa em espessura equivalente de alumínio. Não foi observado aumento significativo de radiopacidade entre o grupo controle e os compósitos com partículas de titânio, enquanto que um aumento significativo na radiopacidade foi encontrado entre o grupo controle e os compósitos com partículas de prata, estanho e cobre. Os autores concluíram que sob condições laboratoriais, a resistência à tração diametral, a tenacidade à fratura e radiopacidade podem ser melhoradas pela incorporação de determinados metais.

Attar, Tam e McComb (2003) avaliaram as propriedades de compósitos *flowable* no que diz respeito ao escoamento, a resistência à flexão, ao módulo de elasticidade e à radiopacidade. Sete compósitos *flowable* (Aelite Flo, Filtek Flow, Heliomolar Flow, PermaFlo, Revolution Formula 2, Tetric Flow, Wave) e dois compômeros *flowable* (Compoglass Flow, Dyract Flow) foram estudados. Um compósito híbrido universal (Filtek Z250) e um compômero restaurador (Dyract AP) foram utilizados como controle. Foram confeccionados cinco espécimes de cada material, em forma de disco, com 1mm de espessura e 6mm de diâmetro. Um espécime de cada material, uma secção de dente molar humano de 1mm de espessura e uma escala de densidade alumínio foram posicionados em um filme radiográfico oclusal. A densidade óptica das imagens radiográficas foram medidas com um densitômetro e os resultados foram expressos em espessura equivalente de alumínio. O material Tetric Flow apresentou a maior radiopacidade e esta foi superior a do esmalte e a do compósito controle. A menor radiopacidade, equivalente a da dentina, foi apresentada pela Wave and Revolution Formula 2. Os autores sugeriram que os materiais testados não devem ser utilizados em áreas de elevadas forças oclusais e que os clínicos devem ser advertidos para utilizarem materiais com maior radiopacidade.

Licks et al. (2003) mensuraram a densidade óptica de quatro resinas compostas condensáveis (Fill Magic, P60, Surefil e Solitarie) utilizando um sistema computadorizado de digitalização de imagem. Os materiais foram inseridos em quatro orifícios de 4mm de diâmetro e com espessuras de 1, 2, 3 e 4mm. Os orifícios foram confeccionados em vinte placas de acrílico. Cada placa foi radiografada três vezes e suas imagens digitalizadas. Utilizou-se as ferramentas do programa DentScan DentView para a realização de três leituras numéricas, em pixels, da

densidade óptica de cada imagem. Constatou-se que todas as resinas compostas apresentaram valores de densidade óptica tanto mais elevados quanto maiores fossem suas espessuras. Quando comparadas entre si, a resina Solitaire apresentou os valores mais baixos de radiopacidade, seguida das resinas Fill Magic e P60. A resina Surefil não diferiu estatisticamente das resinas Fill Magic e P60.

Turgut, Attar e Onen (2003) mediram a radiopacidade de 21 materiais restauradores estéticos diretos. Corpos-de-prova de 6mm de diâmetro e 1mm de espessura foram confeccionados, sendo oito de cada material. Cortes de esmalte e dentina de 1mm de espessura foram obtidos pela secção longitudinal de oito molares humanos permanentes. As densidades ópticas de cada material restaurador, do dente e a da escala de densidade de alumínio foram obtidas nas imagens radiográficas com um densitômetro de transmissão. Os valores de densidades ópticas foram expressos em valores equivalentes de alumínio. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os materiais. Tetric Ceran apresentou o maior valor de radiopacidade, sendo este maior do que o do esmalte. Concluiu-se que todos os materiais testados, exceto a resina composta microparticulada Filtek A110, possuem valores de radiopacidade maiores do que o da dentina e estão de acordo com o padrão da ISO 4049.

Sabbagh, Vreven e Leloup (2004) compararam a radiopacidade de 41 materiais resinosos utilizando filme radiográfico (Ultraspeed-D) e um sistema digital (Digora) baseado na tecnologia de placa de fósforo. Os espécimes foram radiografados com uma escala de densidade de alumínio. Valores equivalentes em espessura de alumínio foram calculados. Correlações lineares foram encontradas entre a porcentagem de partículas de carga por peso e a radiopacidade dos materiais resinosos e entre o filme convencional e o Sistema Digora. Os dois tempos de exposição diferentes que foram utilizados não afetaram a radiopacidade. Diferenças consideráveis foram encontradas entre os materiais da mesma categoria, mas a maioria dos materiais resinosos foi mais radiopaca do que o esmalte. Concluiu-se que a radiopacidade das resinas compostas depende de suas partículas de carga (porcentagem e tipo). O uso de elementos com baixo número atômico como silício resulta em materiais radiolúcidos, enquanto a adição de elementos com números moleculares elevados como bário, ítrio e itérbio resulta em compósitos radiopacos. Apesar dos inúmeros benefícios oferecidos pelo sistema digital de

imagem, a técnica do filme radiográfico convencional parece ser mais acurada para medições de radiopacidade.

Takeshita et al. (2004) verificaram as radiopacidades de quatro resinas compostas micro-híbridas: Filmagic, Herculite, TPH e W3D, na cor A3, através de radiografia digital direta. Foram utilizadas placas de acrílico de 20mm por 30mm, nas espessuras de 1mm, 2mm e 3mm e com quatro orifícios, os quais foram preenchidos com as resinas compostas. Também foram utilizados três cortes de dentes humanos nas mesmas espessuras. Trinta e seis corpos-de-prova foram confeccionados e foram radiografados com o dente humano pelo aparelho Dentsply – Gendex 765DC[®]. Para capturar as imagens foi utilizado o sistema de radiografia digital direta Visualix[®] Dentsply-Gendex com o sensor CCD e para avaliação das imagens utilizou-se o *software* DIGORA[®] for Windows. Diferenças estaticamente significantes entre os valores médios de radiopacidade do esmalte dentário e das resinas compostas foram observadas. Os valores de radiopacidade das resinas compostas estudadas aumentaram à medida que a espessura destas aumentou e todas as resinas compostas estudadas apresentaram valores de densidade óptica superiores aos do esmalte, e dessa forma, apresentaram-se satisfatórias para o uso clínico.

Segundo Moldovan et al. (2005) as propriedades dos compósitos dependem da composição das fases orgânica e inorgânica; da forma na qual esses componentes são unidos e do mecanismo de reação de polimerização. Os propósitos deste estudo foram a obtenção e a caracterização de três partículas inorgânicas, a evidenciação do agente silano e o estudo da radiopacidade de cinco compósitos. A radiopacidade foi determinada para as resinas compostas, para o esmalte e dentina. A densidade óptica de cada imagem radiográfica foi medida com um microdensitômetro. Para comparar a radiopacidade de cada amostra de resina composta com o esmalte e a dentina, cortes de dentes foram seccionados e depois radiografados nas mesmas condições experimentais em que as amostras de resina composta foram radiografadas. A maior radiopacidade foi apresentada pelo compósito que continha 32,24% BaF₂ (fluoreto de bário) seguido pelo compósito com 21% ZnO (óxido de zinco). Diante de comparações com os valores obtidos para o esmalte e dentina, foi possível observar que os compósitos com elementos radiopacos como bário, zinco e zircônio apresentaram maior radiopacidade que o esmalte. A variação dos valores de radiopacidade dos compósitos depende de sua natureza e concentração dos elementos radiopacos presente nas partículas de

carga. A melhor radiopacidade de compósito foi obtida com a partícula de carga que continha bário.

Pereira et al. (2005), através de radiografia digital direta (Sens-A-Ray), analisaram as radiopacidades de quatro resinas compostas fotopolimerizáveis com 2, 3 e 4mm de espessura, bem como correlacionaram-nas com as diferentes espessuras. Foram utilizadas quatro resinas compostas micro-híbridas: Concept, Herculite, IntenS e Z100, na cor A2. Para a obtenção dos corpos-de-prova, foram confeccionadas três placas de acrílico de cada uma das espessuras, totalizando nove placas. As resinas compostas foram inseridas em quatro orifícios de 4mm de diâmetro em cada uma das placas. A radiopacidade foi aferida conforme os recursos apresentados pelo sistema Sens-A-Ray. Foram utilizadas a medida em pontos *pixels* e a colorimetria para ilustrar a densidade óptica dos compósitos com as cores: vermelho, verde e azul, representando, respectivamente, do mais radiopaco para o menos radiopaco. Houve diferença estatisticamente significativa entre os valores médios de radiopacidade de todas as resinas compostas em todas as espessuras. A resina Herculite apresentou os menores valores de radiopacidade, diferindo estatisticamente das demais. As resinas IntenS e Z100 apresentaram maiores níveis de radiopacidade que as demais. À medida que a espessura dos espécimes aumentou, os valores médios de radiopacidade também aumentaram.

Fonseca et al. (2006) determinaram a radiopacidade de materiais odontológicos para base, forramento e cimentação e comparou-os com o esmalte e a dentina humanos. A hipótese nula a ser testada foi que não haveria diferenças entre as radiopacidades dos diferentes materiais e as das estruturas dentárias. Quatro classes de materiais foram examinadas: ionômeros de vidro convencionais — Vitro Cem, Ketac Bond, Vidrion F, Vidrion C; ionômeros de vidro modificados por resina — Fuji II LC, Vitrebond; cimento resinoso — Rely-X ARC; e cimento fosfato de zinco — Cimento LS. Cinco amostras de cada material, com 2mm de espessura e 4mm de diâmetro, foram produzidas em matriz de aço inoxidável. Cinco cortes de esmalte e de dentina de terceiros molares humanos com 2mm de espessura foram obtidos. Uma escala de densidade de alumínio, de 1 a 9mm de espessura, foi utilizada como controle. As amostras foram posicionadas ao longo da placa de fósforo do sistema digital Digora e expostas aos raios X. As radiografias foram transferidas da placa de fósforo para o computador através de um escaner Digora. As radiopacidades, em pixels, das amostras foram obtidas pelo *software* Digora for

Windows 2.0. A seqüência seguinte, em grau de radiopacidade, pode ser observada entre os grupos: Cimento LS > VitroCem = Fuji II LC = Rely-X ARC = Vitrebond > Ketac Bond > esmalte = Vidrion F > VidrionC = dentina. A presença de partículas radiopacas como zinco, estrôncio, zircônio, bário e latânio parece ser mais importante do que o tipo de material quando se analisa a radiopacidade do material. Quase todos os materiais investigados apresentaram uma radiopacidade aceitável.

Salzedas, Louzada e Oliveira Filho (2006) tiveram como objetivos deste trabalho a avaliação da radiopacidade de materiais restauradores e a comparação de seus valores de radiopacidade com os do esmalte e da dentina, expressos em espessura equivalente de alumínio. Seis materiais foram avaliados: as resinas compostas Degufill Mineral, Synergy, TPH; o compômero fotopolimerizável Luxat; o compômero líquido fotopolimerizável Prisma Flow e o compômero restaurador F2000. Cinco espécimes de cada material foram confeccionados em anéis de plástico de 2mm de espessura e 6mm de diâmetro e foram armazenadas sob condições úmidas a 37°C antes que a parte radiográfica do experimento fosse realizada. Três secções longitudinais de 2mm de espessura de esmalte e de dentina foram obtidas de molares humanos extraídos e estes cortes foram armazenados em água. A imagem digital direta foi obtida com uma placa de armazenamento de fósforo (Digora, Soredex, Orion Corporation). Espécimes dos diferentes materiais, uma secção de dente, uma escala de densidade de alumínio de nove degraus e um código de metal letra/número foram colocados sobre a placa de fósforo e esta foi digitalizada com o escaner Digora. O programa Digora para Windows versão 1.51 foi utilizado para calcular as médias dos valores de cinza. Cinco leituras de densidade óptica foram realizadas e a média aritmética dessas repetições foi calculada, correspondendo ao valor médio de radiopacidade de cada item. Os valores de radiopacidade foram expressos em mm/Al. A radiopacidade dos materiais restauradores avaliados foi em ordem decrescente: TPH, F2000, Synergy, Prisma Flow, Degufill, Luxat. Apenas o Luxat apresentou radiopacidade inferior ao esmalte e à dentina. O material Degufill não diferiu estatisticamente do esmalte e os materiais TPH, F2000, Synergy, Prisma Flow apresentaram radiopacidade superior ao esmalte. Portanto, faz-se necessária a avaliação dos materiais restauradores disponíveis no mercado, para fornecer aos profissionais informações adicionais sobre os materiais que eles utilizam.

Baksi e Ermis (2007) realizaram este estudo para avaliar a eficácia da densitometria convencional e da análise de imagem digital indireta na avaliação da

radiopacidade de 15 cimentos utilizados como forradores ou bases e compará-los com o esmalte e a dentina humanos. Cinco amostras de cada material, de 5mm de diâmetro e de 2mm de espessura, foram confeccionadas em uma matriz de teflon. Uma amostra de cada material foi radiografada com cortes de 2mm de espessura de esmalte e de dentina e com uma escala de densidade de alumínio em um filme oclusal. As radiopacidades foram medidas com um densitômetro de transmissão digital. Posteriormente, as imagens foram digitalizadas por um escaner e a função histograma do programa de análise de imagem Image Tool 3.0 SDK foi utilizada para avaliação densitométrica das imagens digitalizadas. Os cimentos examinados, exceto o Ionoseal e Ionobond, foram mais radiopacos que a dentina. Em ambos os métodos de análise de radiopacidade, Chelon-Silver apresentou-se mais radiopaco. Concluíram que a radiopacidade dos cimentos odontológicos pode ser avaliada com elevada acurácia com o método densitométrico convencional e que a análise densitométrica de radiografia convencional deve ser preferida, ao invés do método de análise digital, para diferenciação da radiopacidade de cimentos odontológicos.

A pretensão do estudo de Imperiano et al. (2007) foi avaliar a radiopacidade de quatro compósitos de baixa viscosidade: Natural Flow, Flow It, Filtek Flow e Protect Liner F. Cinco espécimes de cada material foram confeccionados através da inserção do compósito em matrizes de aço inoxidável de 10mm de diâmetro e de 2mm de espessura. Esses espécimes foram polimerizados, separados da matriz, polidos individualmente e armazenados em água destilada a 37°C por uma semana. Um espécime de cada material e uma escala de densidade alumínio de 10 degraus foram radiografados em um filme oclusal. O densitômetro foi utilizado para avaliar as radiopacidades e a leitura destas foi realizada em cinco diferentes localizações em cada espécime radiografado. As médias foram obtidas e expressas em espessura equivalente de alumínio. As radiopacidades de cada compósito em mm de alumínio foram: Flow It (3.24 ± 0.17); Filtek Flow (2.25 ± 0.17); Natural Flow (1.50 ± 0.13); Protect Liner F (<1 mm/Al). Flow It e FiltekFlow apresentaram uma aceitável radiopacidade de acordo com a ISO Standard 4049. Natural Flow e Protect Liner F não supriram os requisitos para serem considerados radiopacos, logo, esses materiais podem ser confundidos com cáries secundárias em algumas aplicações clínicas, como restaurações ou forramento de cavidades.

Os objetivos desta pesquisa de Soares et al. (2007) foram verificar a densidade óptica de quatro resinas compostas (Filtek Supreme, 4 Seasons, EsthetX,

e Filtek Z250) e avaliar a composição desses materiais quanto à presença de elementos químicos responsáveis por sua radiopacidade. Foram confeccionadas doze placas de acrílico, sendo seis placas com espessura de 2mm e seis com 4mm. Cada placa foi dividida em duas metades e no centro de cada placa foram confeccionados orifícios com 4mm de diâmetro e com espessura correspondente a da placa os quais serviram de sítio para a inserção das resinas compostas. As imagens digitais foram obtidas com a utilização de um aparelho de raios X da marca Gnatus Timex –70DRS e a digitalização das imagens foi feita com o *Scanner Laser DenOptix*. Foram realizadas três leituras de cada tomada radiográfica no *software VixWin* e a média dos valores de radiopacidade (em pixels) foi calculada. As tomadas radiográficas de cada placa foram analisadas por meio do sistema DenOptix de imagem digital indireta, para avaliar a densidade óptica para cada espessura e tipo de resina composta. Para a análise da composição química das resinas compostas em Microscopia Eletrônica de Varredura através de EDS (Espectroscopia por Dispersão de Energia), foram confeccionadas duas amostras de cada material na espessura de 2mm. Foi realizada a deposição de íons ouro (metalização) sobre estas, utilizando-se de um sistema de evaporação “*sputtering*” e as amostras metalizadas foram levadas ao microscópio eletrônico de varredura. Os maiores valores de radiopacidade foram apresentados pela resina composta EsthetX, nas duas espessuras avaliadas. Com base nos resultados encontrados, concluiu-se que as resinas testadas apresentaram valores médios elevados de radiopacidade, nas duas espessuras avaliadas. Todas as resinas apresentaram em sua composição algum elemento químico que confere radiopacidade e não houve correlação entre os valores médios de densidade óptica das resinas compostas e o percentual em peso de elementos químicos responsáveis por esta característica.

Soares et al. (2007) elaboraram este trabalho com a finalidade de avaliar a radiopacidade de materiais restauradores indiretos e de determinar sua influência na detecção de *overhangs* de cimentos resinosos. Sessenta molares com dimensões similares foram selecionados e preparos MOD (mésio-ocluso-distal) para *inlay* foram feitos nos mesmos. Restaurações foram feitas com a porcelana Duceram LFC e com três compósitos indiretos Solidex, Artglass, e Targis. Imagens radiográficas digitais, através do Sistema Digora, foram obtidas antes e depois da cimentação das inlays e foram analisadas em duas regiões, na cervical e no assoalho. As radiografias foram transferidas da placa de fósforo para o computador através do escaner Digora. A

radiopacidade, em *pixels*, das amostras foi determinada com o programa fornecido pelo fabricante. *Overhangs* de cimento foram detectados através da análise visual por três avaliadores. Os quatro sistemas restauradores mostraram diferentes níveis de radiopacidade porque suas composições são diferentes. A radiopacidade de Duceram LFC foi mais baixa do que a Artglass e Targis, mas não houve diferença estatisticamente significativa entre os compósitos Artglass e Targis. Solidex foi o material mais radiolúcido. Os autores concluíram que a detecção da camada de cimento resinoso e dos *overhangs* nos cimentos é realizada de maneira mais fácil quando materiais restauradores mais radiopacos são utilizados. Materiais altamente radiolúcidos como o Solidex podem prejudicar o controle radiográfico devido à dificuldade de visualização do cimento. A diferença de radiopacidade entre o dente e os materiais restauradores na região cervical é maior do que a diferença na região de assoalho, o que irá facilitar o acompanhamento clínico através de exames radiográficos.

Baksi, Sen e Eyuboglu (2008) compararam as radiografias convencional e digital com o intuito de avaliar as radiopacidades de vários cimentos para canais radiculares e de estabelecer uma possível relação entre valores equivalentes de alumínio obtidos por diferentes métodos radiográficos. Cinco cimentos endodônticos foram avaliados nesse estudo: Acroseal, Diaket, Guttaflow, Pulp Canal Sealer, e RoekoSeal. Os materiais foram inseridos em uma matriz de teflon com 10mm de diâmetro e 1mm de espessura. As amostras de cada cimento e uma escala de densidade de alumínio com dez degraus incrementais de 0,5mm de espessura foram colocadas no centro do filme oclusal. As radiografias foram obtidas e as radiopacidades foram medidas com um densitômetro de transmissão digital. As placas armazenamento de fósforo Digora foram expostas utilizando o mesmo aparelho de raios X e os mesmos parâmetros de exposição. As imagens foram digitalizadas e analisadas pelo programa Image Tool 3.0 SDK para avaliação densitométrica das mesmas. A ordem do cimento mais radiopaco para o mais radiolúcido foi a mesma para ambos os métodos. Entretanto, os valores equivalentes de alumínio determinados por densitometria de transmissão foram significativamente mais altos. Os valores equivalentes de alumínio para os dois métodos radiográficos foram 7%-20% diferentes.

Braun et al. (2008) avaliaram a radiopacidade de duas resinas compostas microparticuladas e de duas micro-híbridas, assim como, a composição química

desses materiais. Orifícios de 2mm de diâmetro e de 4mm de espessura, em 12 placas de acrílico plástico, foram preenchidos com as resinas compostas Z250, A110, Charisma e DurafillVS. Três exposições radiográficas foram feitas de cada placa de acrílico através do sistema DenOptix. Três leituras de cada resina composta foram feitas e as médias dos valores na escala de cinza foram obtidas. Dois espécimes de cada resina composta foram preparados para a análise em microscopia eletrônica de varredura dos seus elementos químicos relacionados com a densidade óptica. Concluiu-se que as resinas compostas micro-híbridas apresentaram maiores valores de densidade óptica do que as microparticuladas e que não houve correlação entre as médias de radiopacidade das resinas testadas e as porcentagens em peso dos elementos químicos radiopacos. Entre as resinas avaliadas, a Charisma apresentou a maior radiopacidade.

Os objetivos do estudo de Baldea et al. (2009) foram analisar a radiopacidade de sete resinas compostas *flowable* e compará-las com o esmalte e a dentina. Foram obtidos quatro discos de cada uma das sete resinas compostas, medindo 8mm de diâmetro e 1mm de espessura ($\pm 0,01$). Foram obtidos de cortes de 1mm de esmalte e dentina de dois molares humanos e um dente pré-molar. Uma escala de densidade de alumínio de 1 a 5mm de espessura foi preparada para controle. As amostras das resinas compostas, os cortes de dentes e a escala de densidade de alumínio foram radiografados. As radiografias foram processadas automaticamente a 28°C e depois foram digitalizadas em um escaner de mesa. As imagens resultantes foram exportadas como arquivos TIFF e analisadas utilizando o programa Image J (versão 1.37V), sendo um valor médio de cinza obtido para cada amostra. Os valores de radiopacidade das amostras foram expressos em espessura equivalente de alumínio. As sete resinas compostas *flowable* que foram investigadas neste estudo apresentaram valores de radiopacidade maiores do que a radiopacidade da dentina e 1mm de espessura de alumínio. O valor de radiopacidade da Tetric EvoFlow (A3) foi significativamente maior do que o esmalte. PermaFlo (A1) e FiltekSupreme XT (A3) apresentaram valores de radiopacidade mais baixos que a radiopacidade do esmalte, mas não estatisticamente significantes. Wave (A3), StarFlow (A2), els flow (A3op) e SYNERGY Nano Formula (A2/B2) apresentaram valores de radiopacidade maiores do que 1mm de espessura de alumínio, mas não foram estatisticamente diferentes

da dentina. É recomendado, com o intuito de melhorar a detecção clínica, que as futuras resinas compostas *flowable* apresentem um maior valor de radiopacidade que o da dentina e, idealmente, similar ou maior do que aquele do esmalte. A imagem digital deverá ser uma alternativa à densitometria de transmissão para a avaliação da radiopacidade dos compósitos odontológicos.

O propósito do estudo de Tsuge (2009) foi avaliar a radiopacidade de materiais de cimentação. Os materiais foram inseridos em matrizes de acrílico de 10mm de diâmetro por 2,3mm de espessura. Depois de 24 horas, os espécimes foram polidos para se obter amostras de 2mm de espessura. Os espécimes foram radiografados com cortes de dentes humanos de 2mm de espessura e com uma escala de densidade de alumínio. As radiopacidades foram medidas com um densitômetro de transmissão e os valores obtidos foram expressos em espessura equivalente de alumínio. Os valores de radiopacidade de esmalte e dentina humanos foram de 4,3 e 2,3mm, Al/2mm de espécime, respectivamente. Os valores para os materiais variaram de 5,1 a 12,9 para cimentos convencionais, de 3,4 a 6,3 para cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, menos que 0,5 a 7,3 para resinas baseadas em metil metacrilato, e de 2,3 a 9,9 para os compósitos de cimentação. Pode-se concluir que os valores de radiopacidade de materiais de cimentação variaram consideravelmente, e que deve-se ter cuidado na seleção dos mesmos, considerando a composição do material das restaurações.

2.4 Envelhecimento de resinas compostas

Gale e Darvell (1999) realizaram uma revisão cujos objetivos foram analisar trabalhos que descreveram mudanças de temperatura *in vivo*, resumir os regimes de termociclagem prévios e estabelecer um regime para possibilitar a comparação entre os resultados dos estudos futuros. Foi feita a análise de 130 estudos laboratoriais de ciclagem térmica, de 99 autores selecionados de 25 periódicos. Simulações laboratoriais do uso clínico são frequentemente realizadas porque os ensaios clínicos são caros e demorados. Portanto, a exposição de restaurações a flutuações de ciclos térmicos para simular um dos vários fatores do ambiente oral tem sido muito comum em testes de laboratório. Observou-se que a média do ponto de baixa temperatura foi 6,6°C (intervalo de 0-36°, mediana 5,0°C). A média do ponto de alta temperatura foi 55,5°C (intervalo de 40-100°C, mediana 55°C). O número de ciclos

utilizados variou com uma média de cerca de 10.000 e mediana de 500 ciclos. A frequência do número de ciclos, *in vivo*, permanece indeterminada e requer uma avaliação formal. Na ausência desta informação, propõe-se que a base de tais ciclos podem ocorrer de 20 a 50 vezes por dia, sendo que aproximadamente 10.000 ciclos podem corresponder um ano de uso. O tempo de imersão algumas vezes não era citado, mas a média detectada do tempo de permanência foi de 53s, sendo a mediana de 30s. Os autores sugeriram que a sequência de temperaturas de 35°C, 15°C, 35°C e depois 45°C deveria ser utilizada para que fosse estabelecida uma padronização dos estudos.

Devido à importância do efeito da degradação de partículas de carga a longo prazo, Soderholm, Yang e Garcea (2000) determinaram a extensão da liberação de partículas de carga de resinas compostas em água destilada e saliva artificial por três anos, para avaliar se o padrão de liberação continua o mesmo ao longo deste período, assim como, o que ocorreu em um período de um ano. Analisaram o efeito do tipo de matriz, da composição das partículas e da silanização na liberação de partículas. Utilizaram dois sistemas de matrizes, dois procedimentos de tratamento de silano, combinados em oito materiais odontológicos diferentes. Dois espécimes por lote foram preparados, sendo um armazenado em água destilada e o outro em saliva artificial, ambos a 37°C. Os espécimes foram transferidos, a cada 30 dias durante um período de três anos, para novos recipientes contendo nova água destilada e saliva artificial e as soluções nas quais os espécimes foram armazenados foram analisadas com relação às concentrações de Si, Ba e Al. As análises revelaram que a solução e o tempo total de armazenamento, assim como a composição das partículas possuíram um forte efeito na lixiviação. Do ponto de vista clínico, os achados sugerem que há uma contínua liberação dos elementos das partículas de carga, e não há sinais de que essa liberação diminua ao longo de um período de três anos. Devido aos potenciais efeitos no desempenho clínico e comportamento biológico causados pela liberação de elementos químicos, mais pesquisas são necessárias para determinar os efeitos de composições de saliva, na liberação de componentes das partículas de compósitos odontológicos.

O propósito deste estudo de Kawano et al. (2001) foi investigar a influência da ciclagem térmica sobre a resistência flexural de três novas resinas compostas. O autor afirmou que para que avaliações, *in vitro*, de materiais odontológicos forneçam informações clínicas relevantes, é importante que as condições de ensaio

reproduzam o mais próximo possível a aplicação clínica. Sob condições clínicas, o composto odontológico é polimerizado no ambiente oral em uma temperatura mais elevada e em uma maior umidade do que na condição ambiente. Sob condições bucais, as mudanças de temperatura intra-orais podem ser induzidas pela rotina de comer, beber e respirar. Essas mudanças podem causar falha na interface adesiva entre as partículas/matriz devido à incompatibilidade da expansão térmica entre a matriz e as partículas das resinas compostas, o que pode afetar suas propriedades físicas e, também, sua durabilidade. A termociclagem causou redução da resistência flexural, mas, não uma redução da dureza para a maioria dos materiais testados. Concluiu-se que a termociclagem afetou as propriedades das resinas compostas do tipo híbridas processadas laboratorialmente. No entanto, as mudanças dessas propriedades eram menores do que aquelas da resina composta do tipo microparticulada.

Zhou, Drummond e Hanley (2005) avaliaram a perda de bário e estrôncio das partículas de vidro/matriz de compósitos resinosos odontológicos após envelhecimento artificial. Durante a exposição ao meio bucal, os compósitos estão sujeitos a alterações de propriedades devido à degradação e à erosão ao longo do tempo, logo, mudanças na composição do material podem eventualmente afetar as propriedades relacionadas à massa dos compósitos odontológicos. Três resinas compostas com diferentes partículas de vidro e composições foram avaliadas: uma híbrida (Micronew), uma microparticulada (Renew) e um cimento resinoso (Choice). Os espécimes foram envelhecidos em recipientes fechados de polietileno e os meios de envelhecimento foram ar, água destilada, 50% etanol em água e saliva artificial a 37,8° C em banhos por 4 e 8 meses. Espectroscopia por Dispersão de Energia foi utilizada para analisar o teor de bário e estrôncio nas superfícies dos três compósitos odontológicos após envelhecimento artificial. Constataram que o envelhecimento em saliva artificial causou a maior perda de bário ou estrôncio para todos os espécimes, comparadas com menores ou nenhuma perda para o envelhecimento em etanol e água e que diferenças na liberação foram observadas entre os compósitos. Foi possível concluir que os compósitos odontológicos apresentaram liberação de íons de suas superfícies durante períodos de 4 a 8 meses.

Ferracane (2006) delineou os fatores associados com os efeitos higroscópicos e hidrolíticos nos polímeros odontológicos. Muitos polímeros possuem

relativa estabilidade química e térmica. Entretanto, estes podem absorver água e elementos químicos do ambiente. Por sua vez, a rede de polímeros pode liberar componentes para o meio externo. Os fenômenos de sorção e solubilidade podem ser precursores de uma variedade de processos químicos e físicos que causam problemas biológicos, assim como, produzem efeitos deletérios sobre a estrutura e função do material polimérico. Monômeros não reagidos, oligômeros e íons das partículas de carga podem ser liberados. Logo, o que constitui um grande problema é a liberação, a curto prazo, de componentes não reagidos e degradação de produtos, a longo prazo, na cavidade oral. A importância desses efeitos no desempenho clínico de polímeros restauradores é amplamente desconhecida, apesar de vários pesquisadores terem aludido para a potencial redução de sua vida útil.

Cruvinel et al. (2007) propuseram avaliar a radiopacidade e a microdureza de diferentes tipos de resina composta (híbrida, micro-híbrida, *flowable*, modificada por poliácido e cimento resinoso) antes e depois de serem submetidas a envelhecimento artificial acelerado. Esta investigação foi baseada na hipótese de que o envelhecimento artificial acelerado causa a degradação da matriz resinosa, assim como, a corrosão das partículas de carga, o que pode levar a redução da radiopacidade dos materiais e de suas propriedades mecânicas. Cinquenta espécimes, de 7mm de diâmetro e de 2mm de espessura, foram obtidos utilizando uma matriz de teflon, sendo 10 amostras de cada material. Os espécimes foram radiografados com uma escala de densidade alumínio em filme radiográfico periapical. Foram submetidos, também, ao teste de microdureza em três diferentes pontos. A microdureza foi representada pelo valor médio da microdureza Vickers. Depois de obtidos os valores iniciais de microdureza e de radiopacidade, os espécimes foram submetidos ao envelhecimento artificial acelerado em vapor de água condensado e luz U.V.(ultravioleta), e novas medições de radiopacidade e microdureza das amostras foram realizadas. Este estudo sugeriu que em termos de radiopacidade, não houve mudança significativa após o envelhecimento artificial acelerado. Em relação à microdureza, o comportamento depois do envelhecimento artificial acelerado depende do tipo de material restaurador, tamanho e distribuição das partículas presentes e da susceptibilidade do material à sorção de água. Houve uma significativa diminuição da microdureza nas resinas micro-híbridas e modificadas por poliácidos.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Comparar a radiopacidade de diferentes tipos de resinas compostas, por meio de imagens digitais diretas e convencionais digitalizadas, antes e depois de envelhecimento artificial.

MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Resinas compostas

Foram utilizadas cinco resinas compostas fotopolimerizáveis na cor A3, sendo duas nanoparticuladas Filtek[®] P90 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, E.U.A.) e Filtek[®] Z350 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, E.U.A.); uma nano-híbrida Evolu-X[®] (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) e duas micro-híbridas Filtek[®] Z250 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, E.U.A.) e Charisma[®] (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Hessen, Alemanha). As resinas compostas utilizadas neste estudo são ilustradas nas figuras abaixo (Figuras 1, 2, 3, 4 e 5) e suas características descritas no Quadro 1, conforme informações fornecidas pelos fabricantes.



Figura 1: Resina Composta Filtek[®] P90



Figura 2: Resina Composta Filtek[®] Z350



Figura 3: Resina Composta Evolu-X[®]



Figura 4: Resina Composta Filtek[®] Z250



Figura 5: Resina Composta Charisma[®]

Quadro 1: Caracterização dos materiais

Resina Composta	Fabricante	Carga	% de Carga	Tamanho das partículas
Filtek® P90	3M ESPE	NIF	55% vol. 76% peso	0,1 a 2 µm
Filtek® Z350	3M ESPE	<ul style="list-style-type: none"> Zircônia/ Sílica 	59,5% vol. 78,5% peso	0,6 a 1,4 µm
Evolu-X®	Dentsply	<ul style="list-style-type: none"> Vidro de bário alumínio borosilicato silanizado Vidro de bário fluoralumínio borosilicato silanizado Sílica 	NIF	NIF
Filtek® Z250	3M ESPE	<ul style="list-style-type: none"> Zircônia/ Sílica 	60% vol.	Tamanho médio 0,6 µm
Charisma®	Heraeus Kulzer	<ul style="list-style-type: none"> Vidro de bário alumínio fluoretado Dióxido de silício 	64% vol.	Tamanho médio 0,7 µm

Nota: NIF - Não informado pelo fabricante

4.2 Confeção das amostras

As amostras foram confeccionadas utilizando matriz de acrílico de 54mm de comprimento por 32mm de largura, bipartida (Figuras 6 e 7). A matriz contém quatro orifícios de 5mm de diâmetro e de espessuras variáveis (2mm, 3mm, 4mm e 5mm). Foram utilizados os orifícios de 2, 3 e 5mm. Cinco amostras de cada material foram confeccionadas nessas três espessuras.

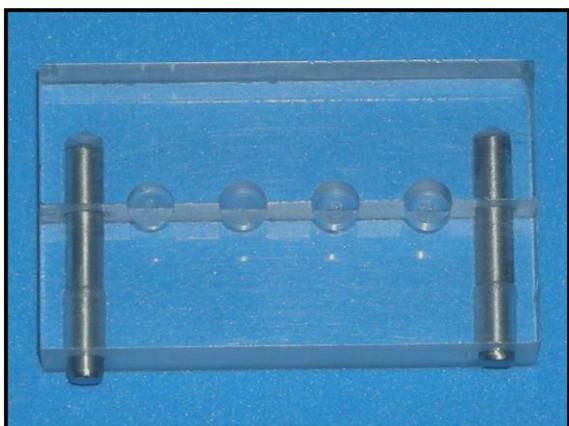


Figura 6: Matriz de acrílico. Vista superior

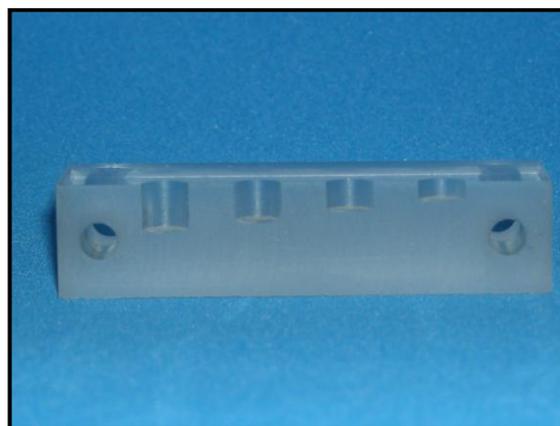


Figura 7: Matriz de acrílico. Vista lateral

Os materiais foram inseridos nos orifícios com espátula para inserção de resina composta n° 1 Duflex (S.S.White, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil) e acomodados para prevenir a formação de bolhas (Figura 8). Os corpos-de-prova de 2mm foram confeccionados com um incremento único de resina composta, enquanto os espécimes de 3mm foram produzidos em dois incrementos. Já os espécimes de 5mm foram feitos em três incrementos. Para a obtenção das amostras com superfícies planas, sobre o último incremento de resina composta não polimerizada foi colocada uma tira de poliéster (Dent art, São Paulo, São Paulo, Brasil) e uma lâmina de vidro de 25x75x1mm (Perfecta Indústria e Comércio de lâminas de vidro, São Paulo São Paulo, Brasil) (Figura 9). Foi utilizado o aparelho fotopolimerizador de lâmpada halôgena Demetron LC (SDS Kerr, Middleton, Wisconsin, E.U.A.) para fotopolimerizar cada incremento das amostras pelo tempo recomendado pelo fabricante (40s para o incremento da resina composta Filtek[®] P90 e 20s para o incremento das demais resinas). Aplicou-se a ponta ativa do dispositivo diretamente na superfície da lâmina de vidro sobre o último incremento de resina composta (Figura 10). O monitoramento da intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador foi realizado por meio de um radiômetro (K e M Equipamentos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil), permanecendo no intervalo de 450 e 600 mW/cm².

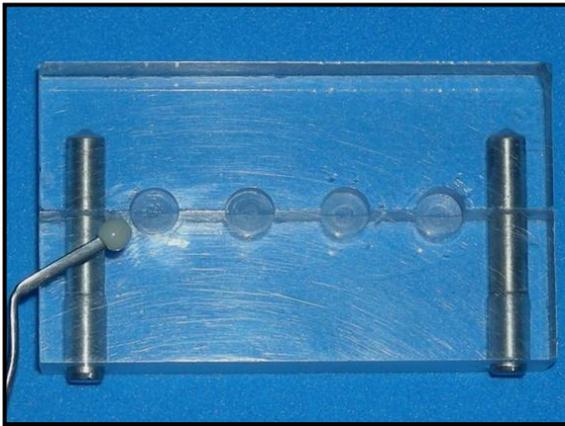


Figura 8: Inserção do incremento de resina composta

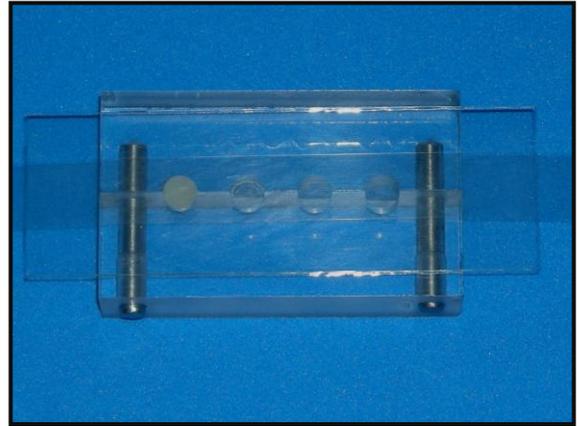


Figura 9: Tira de poliéster e lâmina de vidro sobre incremento de composta

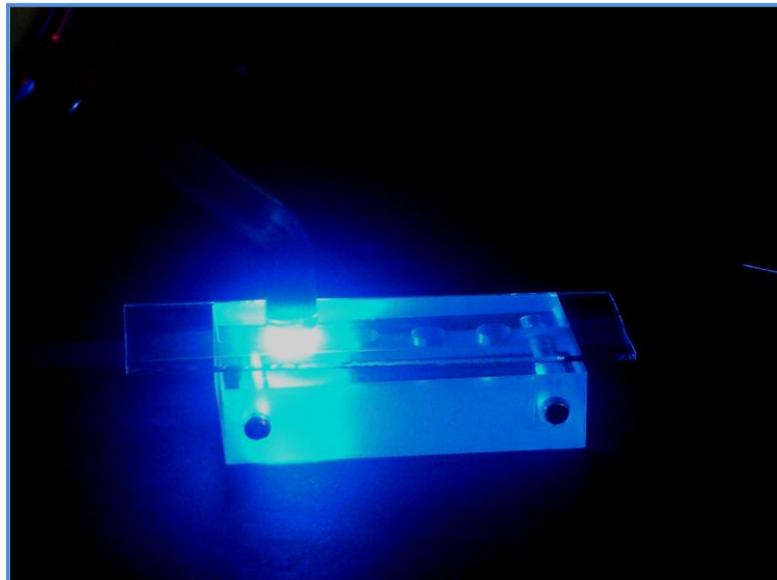


Figura 10: Fotopolimerização do incremento de resina composta

Dois cortes centrais de esmalte e dentina, em cada uma das espessuras (2mm, 3mm e 5mm), foram obtidos de seis terceiros molares humanos hígidos recentemente extraídos. Estes elementos dentários foram fornecidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora (Projeto de pesquisa aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora-protocolo 1830.174.2009, segue anexo). Os dentes foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável (JET, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil) em base de silicone (Dow Corning, Hortolândia, São Paulo, Brasil) e

foram seccionados longitudinalmente por um disco de corte diamantado de 102mm x 0,3mm x 12,7mm (Extec Corp.[®], Enfield, Connecticut, E.U.A), em baixa velocidade, na máquina de corte Labcut (Extec Corp.[®], Enfield, Connecticut, E.U.A) (Figura 11).



Figura 11: Máquina de corte Labcut 1010

Foram armazenados em água destilada em recipientes hermeticamente fechados, sob refrigeração, durante um período de no máximo três meses e foi realizada a troca semanal da água destilada (IMPARATO et al., 2003). Foi realizado polimento nos cortes de dentes com lixa d'água de granulação 800 (Norton Abrasivos, São Paulo, São Paulo, Brasil), manualmente. Este procedimento foi realizado para regularizar as duas faces dos cortes dentários e assegurar as espessuras necessárias para a realização da pesquisa. As amostras de resina composta e os cortes de dentes, foram aferidos com o paquímetro digital de resolução .0005"/0,01mm, nº de série 05/51140 (Starret, Itu, São Paulo, Brasil).

4.3 Radiografia digital direta

Um espécime de cada material em uma determinada espessura foi radiografado juntamente com uma escala de densidade de alumínio (99,9% Al) de 11 degraus e incrementos de 1mm, com uma lâmina de chumbo de 5mm de espessura, (para obtenção da densidade base e véu) e com os dois cortes de esmalte e dentina na mesma espessura das amostras (Figura 12). O aparelho utilizado foi o Gendex Expert DC[®] (Gendex Dental Systems, Des Plaines, Illinois, E.U.A.) operando a 65kVp e 7mA a uma distância de 40cm e por um tempo de exposição de 0,040s. Para a fixação da distância foco-filme em 40cm, foi utilizado um dispositivo padronizador de acrílico que proporcionou uma incidência perpendicular do feixe central de raios X ao plano onde foram colocados o sensor e os objetos que foram radiografados (Figura 13). Para capturar as imagens, foi utilizado o sistema de radiografia digital direta Visualix[®] (Gendex Dental Systems, Des Plaines, Illinois, E.U.A.) com o sensor CCD. Foram realizadas três radiografias de cada conjunto, sendo 15 em cada espessura, totalizando 45 radiografias.



Figura 12: Escala de alumínio, resinas, cortes de dentes e chumbo sobre sensor

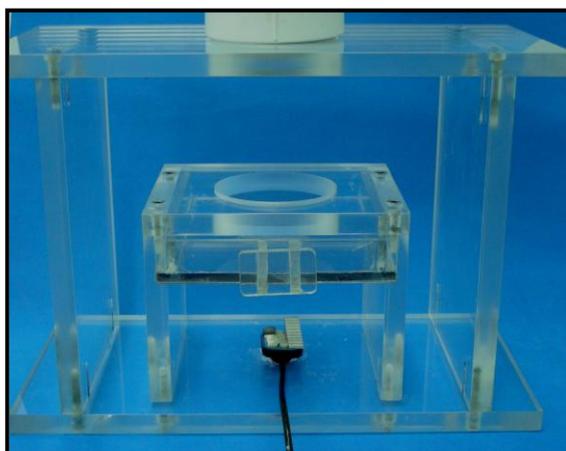


Figura 13: Dispositivo padronizador

4.4 Radiografia convencional digitalizada

Foi empregada a mesma disposição das amostras (Figura 14) e realizado o mesmo número de repetições radiográficas quando da utilização do sistema digital direto. Foi utilizado o filme Insight (Kodak Eastman Co., Manaus, Amazonas, Brasil) tamanho 2 e sensibilidade E/F e o tempo de exposição foi de 0,160s. O processamento radiográfico foi realizado utilizando-se de processadora automática X-TEC (Revell, São Paulo, São Paulo, Brasil) a uma temperatura de 31°C, com reveladores e fixadores GBX (Kodak Eastman Co., Manaus, Amazonas, Brasil) sem uso prévio, por um tempo de processamento de 4,5 minutos. Após o processamento as radiografias foram digitalizadas individualmente por meio de um escaner Deskjet F4180 (HP, Sorocaba, São Paulo, Brasil) com resolução óptica de 1.200 x 2.400dpi(Dots *Per Inch*) e 256 níveis de cinza (escala de cinza de 8 bits). As imagens digitais foram convertidas em tons de cinza variando de 0 a 255, com resolução de 300dpi e foram armazenadas no formato TIFF (*Tagged Image File Format*) em um computador (Intel Pentium, Santa Clara, Califórnia, E.U.A.) 1GB de RAM e 80GB de HD e monitor Sync Master 540N (Samsung, Manaus, Amazonas, Brasil). As imagens obtidas pelo sistema digital direto também foram armazenadas no mesmo formato para posterior avaliação.



Figura 14: Escala de alumínio, resinas, cortes de dentes e chumbo sobre filme convencional

4.5 Análise da densidade óptica

As imagens digitais e as imagens convencionais digitalizadas foram avaliadas no *software* Adobe Photoshop® CS4, versão 11.0, quanto às densidades ópticas. Neste *software*, foram obtidas as médias dos tons de cinza para todos os degraus da escala, para a lâmina de chumbo, para os corpos-de-prova e para os cortes de esmalte e dentina. Três áreas diferentes foram analisadas em cada amostra, sendo no terço superior, médio e inferior da mesma. As leituras das radiopacidades foram realizadas por um único avaliador e não foi realizada nenhuma alteração no brilho e/ou contraste das imagens. As médias foram obtidas a partir da ferramenta histograma oferecida pelo *software* (Figura 15). Nos dois sistemas radiográficos empregados, as radiopacidades dos espécimes avaliados foram expressas em termos de espessura equivalente de alumínio, possuindo como referência a curva de calibração para a densidade.

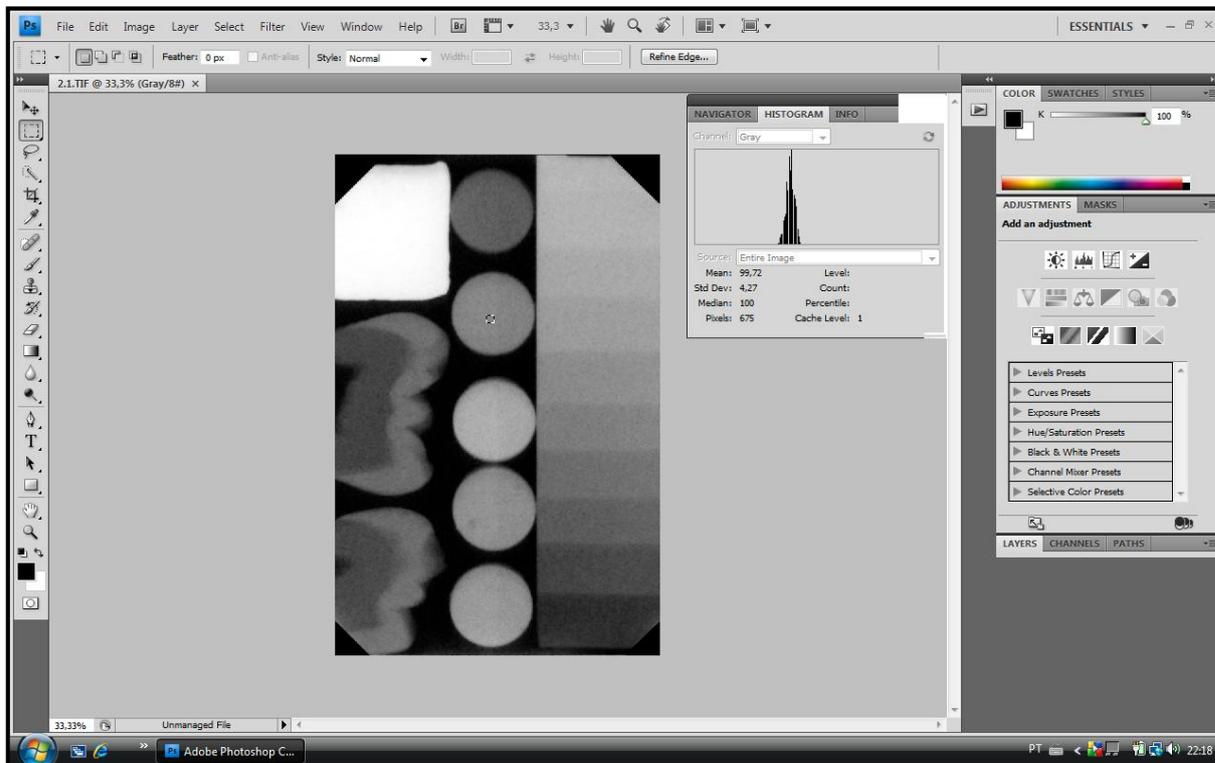


Figura 15: Imagem da tela de trabalho do *software* Adobe Photoshop CS4 11.0

4.6 Envelhecimento artificial

Após a realização dos procedimentos mencionados, as amostras de resina composta foram submetidas a envelhecimento artificial acelerado em água destilada na termocicladora (Nova Ética, Vargem Grande Paulista, São Paulo, Brasil) (Figura16). A temperatura mínima foi de 5°C, enquanto a temperatura máxima foi de 55°C. O tempo de imersão foi de 30s e o tempo de transferência foi de 5s. Foram realizados 10.000 ciclos, com equivalência de uso clínico correspondente a um ano (Gale e Darvell, 1999). Posteriormente, os passos descritos nos itens 4.3, 4.4 e 4.5 foram repetidos para que fosse possível avaliar a densidade óptica das resinas compostas após a realização de ciclagem térmica.



Figura 16: Termocicladora Nova Ética

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Comparação entre as médias dos valores de radiopacidade das resinas compostas antes e após envelhecimento artificial

O teste t de *Student* para dados pareados foi aplicado para avaliar se houve diferença estatisticamente significativa entre os valores médios de radiopacidade das resinas compostas antes e depois de envelhecimento artificial, nas espessuras de 2, 3 e 5mm, nos métodos digital direto e convencional digitalizado. O nível de significância utilizado foi de 5%.

Pelo sistema digital direto (Tabela 1), as resinas compostas Filtek[®] P90 e Filtek[®] Z350 apresentaram uma redução de radiopacidade estatisticamente significativa, em todas as espessuras avaliadas. A resina composta Charisma[®] apresentou reduções significativas nos valores médios de radiopacidade nas espessuras de 2 e 3. Todavia, na espessura de 5mm, essa redução não foi estatisticamente significativa. As resinas compostas Evolu-X[®] e Filtek[®] Z250 não apresentaram uma diminuição de radiopacidade estatisticamente significativa nas espessuras de 2, 3 e 5mm.

Por meio do sistema convencional digitalizado, todas as resinas compostas estudadas não apresentaram reduções significativas nos valores médios de radiopacidade nas espessuras de 2, 3 e 5mm (Tabela 2).

Tabela 1: Teste t de *Student* para dados pareados – Sistema digital direto

Material	Espessura/mm	Média (Desvio-padrão)		Média (Desvio-padrão)		p-valor
		Antes		Depois		
Filtek®P90	2	62,21	(1,44)	58,88	(0,92)	0,006*
	3	90,8	(1,46)	87,68	(0,56)	0,025*
	5	137,12	(0,60)	132,65	(1,52)	0,007*
Filtek®Z350	2	100,72	(1,48)	96,15	(2,31)	0,017*
	3	132,87	(2,86)	128,83	(0,94)	0,034*
	5	180,25	(1,82)	174,45	(1,34)	0,009*
Evolu-X®	2	137,13	(2,74)	135,18	(1,55)	0,247
	3	176,65	(2,76)	175,31	(0,03)	0,358
	5	217,12	(2,68)	214,13	(2,68)	0,114
Filtek®Z250	2	110,69	(6,26)	108,63	(1,32)	0,495
	3	145	(1,03)	144,83	(0,36)	0,893
	5	191,3	(2,83)	190,68	(0,71)	0,706
Charisma®	2	120,96	(2,10)	117,72	(0,57)	0,012*
	3	159,89	(2,33)	157,17	(1,09)	0,040*
	5	206,12	(1,61)	203,18	(2,04)	0,131

Valores de radiopacidade em pixels

*p ≤ 0,05

Tabela 2: Teste t de *Student* para dados pareados – Sistema convencional digitalizado

Material	Espessura/mm	Média (Desvio-padrão)		Média (Desvio-padrão)		p-valor
		Antes		Depois		
Filtek®P90	2	101,33	(16,75)	98,81	(11,82)	0,837
	3	143,75	(20,66)	127,24	(30,61)	0,480
	5	184,40	(23,28)	176,29	(25,99)	0,099
Filtek®Z350	2	140,42	(20,01)	134,61	(17,79)	0,733
	3	188,46	(25,09)	178,36	(17,48)	0,553
	5	222,17	(20,40)	213,06	(26,23)	0,091
Evolu-X®	2	156,55	(22,37)	149,61	(19,56)	0,726
	3	207,02	(24,62)	196,81	(19,19)	0,546
	5	236,52	(15,69)	227,50	(22,05)	0,071
Filtek®Z250	2	152,89	(22,55)	151,35	(18,28)	0,934
	3	192,89	(36,030)	192,81	(18,42)	0,997
	5	230,04	(18,58)	221,19	(24,71)	0,092
Charisma®	2	138,58	(23,83)	135,36	(18,90)	0,868
	3	185,21	(25,43)	178,79	(18,94)	0,711
	5	223,43	(20,95)	215,09	(26,37)	0,088

Valores de radiopacidade em pixels

5.2 Comparação entre as médias dos valores de radiopacidade das resinas compostas com as do esmalte e dentina

O teste t de *Student* para dados independentes foi utilizado para comparar os valores médios de radiopacidade das resinas compostas com os do esmalte e da dentina, nas espessuras de 2, 3 e 5mm, nos métodos digital direto e convencional digitalizado, antes e depois de envelhecimento artificial. O nível de significância empregado foi de 5%

Pelo sistema digital direto, apenas a resina composta Filtek[®] P90 apresentou valores médios de radiopacidade estatisticamente inferiores aos do esmalte em todas as espessuras estudadas. Esta resina apresentou-se estatisticamente mais radiopaca do que a dentina. As demais resinas foram estatisticamente mais radiopacas do que a dentina e o esmalte (Tabelas 3 e 4).

Através do sistema convencional digitalizado, foi possível constatar que a radiopacidade da resina composta Filtek[®] P90 não foi estatisticamente diferente das radiopacidades do esmalte nas espessuras de 3 e 5mm e da dentina em todas as espessuras estudadas. Esta resina apresentou-se menos radiopaca que o esmalte na espessura de 2mm. As médias de radiopacidade das resinas Filtek[®] Z350 e Charisma[®] não foram estatisticamente diferentes das médias do esmalte. As resinas compostas Filtek[®] Z350, Evolu-X[®], Filtek[®] Z250 e Charisma[®] apresentaram valores médios de radiopacidade estatisticamente superiores aos da dentina. Esses achados foram observados antes e depois do envelhecimento artificial (Tabelas 5 e 6).

Tabela 3: Valores médios de radiopacidade de esmalte e dentina – Sistema digital direto

Estrutura	Espessura mm	Média antes	Média depois
Esmalte	2	75,59	74,03
	3	102,80	102,36
	5	146,68	149,94
Dentina	2	41,12	40,03
	3	62,66	61,40
	5	102,86	100,16

Valores de radiopacidade em pixels

Tabela 4: Teste t de *Student* para dados independentes – Sistema digital direto

Material	Espessura mm	Média _a	p _a esmalte	p _a dentina	Média _d	p _d esmalte	p _d dentina
Filtek [®] P90	2	62,21	,000*	,000*	58,88	,000*	,000*
	3	90,80	,000*	,000*	87,68	,000*	,000*
	5	137,12	,000*	,000*	132,65	,000*	,000*
Filtek [®] Z350	2	100,72	,000*	,000*	96,15	,000*	,000*
	3	132,87	,000*	,000*	128,83	,000*	,000*
	5	180,25	,000*	,000*	174,45	,000*	,000*
Evolu-X [®]	2	137,13	,000*	,000*	135,18	,000*	,000*
	3	176,65	,000*	,000*	175,31	,000*	,000*
	5	217,12	,000*	,000*	214,13	,000*	,000*
Filtek [®] Z250	2	110,69	,000*	,000*	108,63	,000*	,000*
	3	145,00	,000*	,000*	144,83	,000*	,000*
	5	191,30	,000*	,000*	190,68	,000*	,000*
Charisma [®]	2	120,96	,000*	,000*	117,72	,000*	,000*
	3	159,89	,000*	,000*	157,17	,000*	,000*
	5	206,12	,000*	,000*	203,18	,000*	,000*

Valores de radiopacidade em pixels

Média_a – valor médio de radiopacidade antes do envelhecimento artificial

p_a esmalte – p-valor quando da comparação do material com o esmalte antes do envelhecimento artificial

p_a dentina – p-valor quando da comparação do material com a dentina antes do envelhecimento artificial

Média_d - valor médio de radiopacidade depois do envelhecimento artificial

p_d esmalte - p-valor quando da comparação do material com o esmalte depois do envelhecimento artificial

p_d dentina - p-valor quando da comparação do material com a dentina depois do envelhecimento artificial

*p ≤ 0,05

Tabela 5: Valores médios de radiopacidade de esmalte e dentina – Sistema convencional digitalizado

Estrutura	Espessura mm	Média antes	Média depois
Esmalte	2	128,29	126,95
	3	165,74	160,02
	5	202,08	195,68
Dentina	2	90,32	90,74
	3	120,70	117,21
	5	155,44	154,52

Valores de radiopacidade em pixels

Tabela 6: Teste t de *Student* para dados independentes–Sistema convencional digitalizado

Material	Espessura mm	Média _a	p _a esmalte	p _a dentina	Média _d	p _d esmalte	p _d dentina
Filtek [®] P90	2	101,33	,049*	,303	98,80	,021*	,344
	3	143,74	,168	,117	127,24	,073	,526
	5	184,40	,282	,089	176,28	,300	,235
Filtek [®] Z350	2	140,41	,364	,002*	134,61	,524	,002*
	3	188,45	,190	,002*	178,36	,141	,000*
	5	222,17	,203	,001*	213,06	,352	,009*
Evolu-X [®]	2	156,55	,067	,001*	149,61	,097	,001*
	3	207,02	,030*	,000*	196,80	,014*	,000*
	5	236,52	,032*	,000*	227,50	,088	,002*
FiltekZ250 [®]	2	152,88	,104	,001*	151,34	,070	,000*
	3	192,89	,204	,005*	192,81	,022*	,000*
	5	230,03	,081	,001*	221,19	,175	,004*
Charisma [®]	2	138,58	,479	,005*	135,36	,498	,003*
	3	185,21	,257	,002*	178,78	,147	,000*
	5	223,43	,183	,001*	215,09	,303	,008*

Valores de radiopacidade em pixels

Média_a – valor médio de radiopacidade antes do envelhecimento artificial

p_a esmalte – p-valor quando da comparação do material com o esmalte antes do envelhecimento artificial

p_a dentina – p-valor quando da comparação do material com a dentina antes do envelhecimento artificial

Média_d - valor médio de radiopacidade depois do envelhecimento artificial

p_d esmalte - p-valor quando da comparação do material com o esmalte depois do envelhecimento artificial

p_d dentina - p-valor quando da comparação do material com a dentina depois do envelhecimento artificial

* p ≤ 0,05

5.3 Comparação dos valores médios de radiopacidade entre as resinas compostas

Para a comparação dos valores médios de radiopacidade entre as resinas compostas, utilizou-se a Análise de Variância (ANOVA). Nos casos de rejeição da hipótese nula (hipótese que sustenta que todas as médias dos grupos são iguais) aplicou-se o teste Post Hoc – Tukey. O nível de significância adotado foi de 5%.

Pelo sistema digital direto (Tabela 7), antes do envelhecimento artificial, nas espessuras de 2, 3 e 5mm, todas as médias das resinas diferiram estatisticamente entre si, sendo a resina composta Evolu-X[®] a mais radiopaca, seguida da Charisma[®], Filtek[®] Z250 e Filtek[®] Z350. A resina composta Filtek[®] P90 foi a menos radiopaca. Após o envelhecimento artificial, todas as resinas compostas, nas três espessuras avaliadas, diferiram estatisticamente entre si, sendo que a ordem do material mais radiopaco para o de menor radiopacidade foi a mesma observada antes do envelhecimento artificial.

Por meio do sistema convencional digitalizado (Tabela 8), foi possível observar a não diferenciação dos valores médios de radiopacidade de alguns grupos de resinas compostas. O valor de $p \leq 0,05$ significa que ao menos uma média de radiopacidade, em uma determinada espessura, diferiu das demais. Antes do envelhecimento artificial, a diferença entre as médias de radiopacidade das resinas compostas Filtek[®] Z250, Filtek[®] Z350, Charisma[®] e Evolu-X[®] não foi estatisticamente significativa nas três espessuras estudadas. Quando avaliada na espessura de 2mm, a resina composta Filtek[®] P90 diferiu das resinas Filtek[®] Z250 e Evolu-X[®], na espessura de 3mm Filtek[®] P90 diferiu estatisticamente de Evolu-X[®] e na espessura de 5mm esta resina composta diferiu das demais. Depois do envelhecimento artificial, as resinas compostas Filtek[®] Z250, Filtek[®] Z350, Charisma[®] e Evolu-X[®] também não diferiram estatisticamente entre si nas espessuras de 2, 3 e 5mm. Quando avaliada nas espessuras de 2 e 3mm a resina composta Filtek[®] P90 diferiu estatisticamente das demais e na espessura de 5mm diferiu estatisticamente da resina composta Evolu-X[®].

Tabela 7: Teste ANOVA - Sistema Digital Direto

Materiais	ANTES			DEPOIS		
	Média 2mm	Média 3mm	Média 5mm	Média 2mm	Média 3mm	Média 5mm
Filtek [®] P90	62,21	90,80	137,12	58,88	87,68	132,65
Filtek [®] Z350	100,72	132,87	180,25	96,15	128,83	174,45
Evolu-x [®]	137,13	176,65	217,12	135,18	175,31	214,13
Filtek [®] Z250	110,69	145,00	191,30	108,63	144,83	190,68
Charisma [®]	120,96	159,89	206,12	117,72	157,17	203,18
p	,000*	,000*	,000*	,000*	,000*	,000*

Valores de radiopacidade em pixels

*p ≤ 0,05

Tabela 8: Teste ANOVA – Sistema Convencional Digitalizado

Materiais	ANTES			DEPOIS		
	Média 2mm	Média 3mm	Média5mm	Média 2mm	Média 3mm	Média 5mm
Filtek [®] P90	101,33	143,74	184,40	98,80	127,24	176,28
Filtek [®] Z350	140,41	188,45	222,17	134,61	178,36	213,06
Evolu-x [®]	156,54	207,02	236,52	149,61	196,80	227,50
Filtek [®] Z250	152,88	192,89	230,03	151,34	192,81	221,19
Charisma [®]	138,58	185,21	223,43	135,36	178,78	215,09
p	,004*	,017*	,005*	,001*	,000*	,036*

Valores de radiopacidade em pixels

*p ≤ 0,05

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A radiopacidade é obtida através da adição de elementos com um alto número atômico na fase de partículas de carga inorgânicas (FORTIN e VARGAS, 2000; CRUVINEL et al., 2007), como bário e estrôncio (MOSZNER e SALZ, 2001; ANUSAVICE, 2005; PEREIRA et al., 2005; GARCIA et al., 2006), zinco, alumínio e zircônia (GARCIA et al., 2006), itérbio (MADLER et al., 2006; TSUGE, 2009) e tântalo (CHAN et al., 1999). As partículas de sílica são radiolúcidas e devem ser complementadas com metais para alcançar a radiopacidade necessária (CHAN et al., 1999). Como pode ser visto nos estudos de Toyooka et al. (1993), existe uma correlação linear entre o conteúdo de óxidos radiopacos e radiopacidade.

Devido à grande influência das partículas de carga nas propriedades das resinas compostas (FORTIN e VARGAS, 2000; MOSZNER e SALZ, 2001), a classificação dos compósitos é comumente baseada no tipo e no tamanho da partícula empregada (MOSZNER e SALZ, 2001; BUSATO, HERNANDES e MACEDO, 2002). Para Fonseca (2006), quando a radiopacidade é analisada, a presença de partículas radiopacas com zinco, estrôncio, zircônia, bário e latânio parece ser mais importante do que o tipo de material estudado. Sabbagh, Vreven e Leloup (2004) encontraram diferenças consideráveis de radiopacidade entre os materiais do mesmo tipo, mas a maioria das resinas compostas foi mais radiopaca do que o esmalte.

Soares et al. (2007) e Braun et al. (2008) corroboraram que todas as resinas testadas em seus estudos apresentaram em sua composição algum elemento químico que confere radiopacidade. Contudo, não encontraram correlação entre as médias de densidade óptica das resinas compostas e o percentual em peso dos elementos químicos radiopacos. Já Sabbagh, Vreven e Leloup (2004) encontraram correlações lineares entre a porcentagem de partículas de carga por peso e a radiopacidade dos materiais resinosos e concluíram que a radiopacidade das resinas compostas depende de suas partículas de carga (porcentagem e tipo).

Segundo informações dos fabricantes, as resinas compostas Evolu-X[®] e Charisma[®] possuem em sua composição o bário, elemento químico de alto número atômico, que confere elevada radiopacidade às mesmas. As resinas compostas

Filtek® Z350 e Filtek® Z250 apresentam a zircônia como componente radiopaco. O fabricante da resina composta Filtek® P90 não informou a composição das partículas inorgânicas.

A alta radiopacidade do material restaurador pode diminuir as informações diagnósticas da radiografia em áreas cobertas pela restauração (PEREIRA et al., 2005) e pode ocultar cáries secundárias (CHAN et al., 1999). A excessiva incorporação de vidros radiopacos resulta na redução da translucidez desses materiais (FORTIN e VARGAS, 2000).

Segundo Pereira et al. (2005), a resina composta deve proporcionar imagens com radiopacidade mínima semelhante a do esmalte, aspecto importante quando a restauração é em dentes posteriores. Isto significa que os valores de radiopacidade para detecção devem ser maiores do que aqueles para a dentina (SHAH et al., 1997). Além do mais, a padronização da ISO 4049 estipula que a radiopacidade mínima para um material restaurador deve ser igual ou maior do que sua espessura equivalente de alumínio (AKERBOOM et al., 1993; CRUVINEL et al., 2007; IMPERIANO et al., 2007). A radiopacidade, em média, do esmalte corresponde a 2.1mm Al/1mm esmalte e a da dentina é equivalente a 1.00mm Al/1mm dentina (WILLIAMS e BILLINGTON, 1987).

Foi possível observar neste estudo, que através do sistema digital direto, a resina composta Filtek® P90 apresentou-se estatisticamente mais radiopaca que a dentina cuja radiopacidade corresponde à mesma espessura de alumínio, enquanto as demais apresentaram-se mais radiopacas do que o esmalte, sendo também mais radiopacas que a mesma espessura equivalente de alumínio. Tais resultados foram observados antes e após o envelhecimento artificial acelerado, o que atesta a qualidade das mesmas para uso clínico segundo as normas da ISO 4049 (ISO 4049, 2000). Quando da avaliação de radiopacidade das resinas compostas pelo sistema convencional digitalizado, é possível constatar que os materiais Filtek® Z350, Evolu-X®, Filtek® Z250 e Charisma® são mais radiopacos que a dentina e, subsequentemente, mais radiopacos que a mesma espessura em Al. Já a resina composta Filtek® P90 não diferenciou-se estatisticamente da dentina, apresentando radiopacidade equivalente à mesma espessura em alumínio. Portanto, todas as resinas compostas também mostraram-se satisfatórias para uso clínico quando avaliadas pelo sistema digital e convencional digitalizado.

Variações nas espessuras do material, embora sejam menos importantes que a estrutura molecular, podem influenciar significativamente a radiopacidade. Esta situação é especialmente verdadeira para materiais com baixa radiopacidade (SHAH et al., 1997). Assim como descrito por Taira et al. (1995), Licks et al. (2003), Takeshita et al. (2004) e Pereira et al. (2005), observou-se que à medida que a espessura dos espécimes aumentou, os valores médios de radiopacidade também aumentaram.

Tecidos dentários humanos podem desempenhar uma melhor padronização do que a do alumínio, entretanto, a variabilidade natural entre as distintas condições de desenvolvimento, filme e exposição podem interferir e tornar difícil as comparações entre diferentes estudos. Além do mais, a literatura mostra uma grande variabilidade na radiopacidade dos tecidos dentais (AKERBOOM et al., 1993; IMPERIANO et al., 2007). Um dos métodos mais recomendados para medir a radiopacidade é o uso da escala de densidade de alumínio como referência padrão (BAKSI, SEN e EYUBOGLU, 2008; IMPERIANO et al., 2007). Neste estudo, a avaliação dos valores de radiopacidade das amostras foi conduzida com o alumínio como referência.

Os tempos de exposição de 0,40 segundos para o sistema digital e 0,160 segundos para o filme convencional foram definidos no estudo piloto diante da adequada visibilidade dos degraus da escala de densidade de alumínio. Esta análise reforça a de Bhaskaran et al. que, em 2005, compararam três sistemas de obtenção de imagem e constataram que os dois sistemas digitais utilizados proporcionaram adequada visualização em tempos de exposição substancialmente mais baixos do que os do filme convencional.

De acordo com Berkhout, Sanderink e Stelt (2003), Farman e Farman (2004) e Farman et al. (2008), os sistemas radiográficos digitais possuem inúmeras vantagens sobre os filmes radiográficos convencionais. Dentre estas vantagens, podem-se destacar programas avançados de informática (SAMARAS, 2008) com inúmeras ferramentas disponíveis que possibilitam a realização de diversas técnicas de intensificação de imagem e processamento (WHAITES, 2003). Neste trabalho, assim como relatado por Bhaskaran et al. (2005), optou-se pela não alteração do contraste ou brilho das imagens radiográficas. A ferramenta histograma do programa Adobe Photoshop CS4 foi utilizada para a realização da leitura das densidades ópticas das amostras.

Soderholm, Yang e Garcea (2001) determinaram a extensão da liberação de partículas de carga de resinas compostas em água destilada e os seus achados sugeriram que há uma contínua liberação dessas partículas e não há sinais de que esse processo diminua ao longo de um período de três anos. Isto pode ser justificável pelos fenômenos de sorção e solubilidade que desencadeiam processos físicos e químicos que produzem efeitos deletérios sobre a estrutura e função de materiais poliméricos (FERRACANE, 2006).

Além do mais, variações de temperatura intra-orais podem causar falha na interface adesiva entre as partículas de carga e a matriz resinosa devido à incompatibilidade da expansão térmica entre elas, o que pode alterar suas propriedades (KAWANO et al., 2001).

Sob condições clínicas, as restaurações estão sujeitas a mudanças térmicas (GALE e DARVELL, 1999) e à umidade características do meio bucal (KAWANO, 2001). Portanto, optou-se, neste estudo, pela termociclagem para simular essas condições do meio oral.

Cruvinel et al. (2007) submeteram amostras de resinas compostas a envelhecimento artificial acelerado, através de luz U.V. e vapor de água condensado. Este estudo foi baseado na hipótese de que o uso clínico de uma resina composta poderia tornar sua imagem menos radiopaca, o que levaria a um incorreto diagnóstico de cáries. Os autores observaram uma tendência à redução da radiopacidade, mas, sem significância estatística.

Enquanto neste estudo, quando avaliadas através do sistema digital direto, as resinas compostas Filtek[®] P90 e Filtek[®] Z350 apresentaram uma redução de radiopacidade estatisticamente significativa, em todas as espessuras avaliadas. A resina composta Charisma[®] apresentou uma redução significativa de radiopacidade nas espessuras de 2 e 3mm. As resinas compostas Filtek[®] Z250 e Evolu-X[®] não apresentaram reduções significativas nos valores médios de radiopacidade nas espessuras de 2, 3 e 5mm. Por meio do sistema convencional digitalizado, todas as resinas compostas estudadas não apresentaram reduções significativas nos valores médios de radiopacidade nas espessuras de 2, 3 e 5mm.

É conveniente salientar que no método convencional digitalizado, as resinas compostas Filtek[®] P90, Filtek[®] Z350 e Charisma[®] não apresentaram reduções estatisticamente significativas nas médias dos valores de radiopacidade como foi possível observar no método digital. Isto pode ser justificado em decorrência dos

desvios-padrões das medidas pelo método convencional digitalizado serem maiores do que as respectivas medidas pelo sistema digital direto.

Grassl e Schulze (2007), diante da comparação de sistemas radiográficos digitais, digitalizados e de filmes radiográficos convencionais, observaram desempenho inferior das imagens digitalizadas uma vez que estas apresentaram perda de informação de imagem. Esta posição demonstrou-se contrária ao relato de Samaras (2008), segundo o qual não há nenhuma diferença na qualidade da imagem produzida pela radiografia digital direta e indireta.

Whaites (2003) destacou que a qualidade da imagem dos filmes convencionais depende de três variáveis: precisão geométrica, fatores de exposição e processamento químico. A imagem digital elimina o processamento químico e pode compensar algumas variações de exposição.

O cirurgião-dentista deve ponderar o custo-benefício da escolha de um sistema radiográfico diante das várias opções disponíveis, considerando fatores como a qualidade da imagem, segurança, economia e ergonomia.

Os sistemas radiográficos permitem o acompanhamento longitudinal das restaurações (BRAUN et al., 2008) e o profissional deve ser cauteloso na interpretação radiográfica uma vez que pode ocorrer diminuição de radiopacidade dos compósitos a longo prazo. Além do mais, diferenças de radiopacidade entre os materiais indicam que problemas de interpretação podem ocorrer em uma situação clínica (AKERBOOM et al., 1993). Neste trabalho diferentes classes de resinas compostas foram avaliadas e houve variações de radiopacidade na mesma classe. Portanto, considerando que o material deve ser radiopaco, os clínicos devem ser mais atentos à composição química do que à classificação do material.

CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados observados nesta pesquisa, foi possível concluir que:

- Houve diminuição estatisticamente significativa de radiopacidade das resinas compostas Filtek[®] P90, Filtek[®] Z350 e Charisma[®] quando submetidas a envelhecimento artificial e avaliadas pelo sistema digital direto, mas não houve diminuição estatisticamente significativa de radiopacidade quando avaliadas pelo sistema convencional digitalizado.
- A resina composta Evolu-x[®] foi a mais radiopaca e a Filtek[®] P90 a menos radiopaca, no sistema digital direto, antes e após envelhecimento artificial. As resinas compostas Evolu-x[®], Filtek[®] Z250 e Filtek[®] Z350 e Charisma[®] não se diferiram entre si quando avaliadas pelo sistema convencional digitalizado, antes e depois do envelhecimento artificial.
- À medida que a espessura das amostras aumentou, sua radiopacidade também foi crescente.
- Todas as resinas compostas apresentaram-se satisfatórias para uso clínico quando avaliadas por ambos os métodos, antes e depois de envelhecimento artificial.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K. J. **Phillips, Materiais Dentários**. 11ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2005. cap.15, p.375-417.
- AKERBOOM, H. B. M. et al. Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. **J prosthet dent**, v.70, n.4, p.351-5, 1993.
- ATTAR, N.; TAM, L. E.; McCOMB, D. Flow, Strength, Stiffness and Radiopacity of Flowable Resin Composites. **J Can Dent Assoc**, v.69, n.8, p.516–21, 2003.
- BALDEA, B. et al. Radiopacity of flowable resin composite. **OHDMBSC**, v.3, n.4, p.38-43, 2009.
- BAKSI, B. G.; ERMIS, B. Comparison of conventional and digital radiography for radiometric differentiation of dental cements. **Quintessence Int.**, v.38, p.532-6, 2007.
- BAKSI, B. G.; SEN, B. H.; EYUBOGLU, T. F. Differences in Aluminum Equivalent Values of Endodontic Sealers: Conventional Versus Digital Radiography. **J Endod**, v.34, n.9, p.1101–4, 2008.
- BERKHOUT, E.; SANDERINK, G.; STELT, P. V. D. Digital intra-oral radiography in dentistry. Diagnostic efficacy and dose considerations. **Oral Radiol**, v.19, n.2, p.1-13, 2003.
- BHASKARAN, V. et al. A laboratory comparison of three imaging systems for image quality and radiation exposure characteristics. **International Endodontic Journal**, v.38, n.9, p.645–52, 2005.
- BOUSCHLICHER, M. R.; COBB, D. S.; BOYER, D. B. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. **Oper Dent**, v. 24, n.1, p.20-5, 1999.
- BRAUN, A. P. et al. Optical density and chemical composition of microfilled and microhybrid composite resins. **J Appl Oral Sci**, v.16, n.2, p.132-6, 2008.
- BUSATO, A. L. S.; HERNANDEZ, P. A. G.; MACEDO, R. P. **Dentística- Restaurações estéticas**. São Paulo: Editora Artes Médicas, 2002. cap.6, p.140-7.
- CHAN, D. C. N. et al. Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. **Dent Mater**, v.15, n.3, p.219-222, 1999.
- CONCEIÇÃO, E. N. et al. **Restaurações Estéticas. Compósitos, Cerâmicas e implantes**. Porto Alegre: Editora Artmed, 2005. 308p.

CRUVINEL, D. R. et al. Evaluation of radiopacity and microhardness of composites submitted to artificial aging. **Mat Res**, v.10, n.3, p.325-9, 2007.

CURTIS, J.R.; VON FRAUNHOFER, J.A.; FARMAN, A.G. The radiographic density of composite restorative resins. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.70, n.2, p.226-30, 1990.

FARMAN, A. G. Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era. **Orthod Craniofacial Res**, v.6, n.1, p.17-22, 2003.

FARMAN, A. G.; FARMAN, T. T. A status report on digital imaging for dentistry. **Oral Radiol**, v.20, n.1, p.9-14, 2004.

FARMAN, A. G. et al. In practice How going digital will affect the dental office. **JADA**, v.139, n.6, p.14-9, 2008.

FERRACANE, J.L. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. **Dent Mater**, v.22, n.3, p.211-22, 2006.

FONSECA, R. B. et al. Radiodensity of base, liner and luting dental materials. **Clin Oral Invest**, v.10, n.2, p.114-8, 2006.

FORTIN, D.; VARGAS, M. A. The spectrum of composites: new techniques and materials. **J Am Dent Assoc**, v.131, n.1, p.26-30, 2000.

FREITAS, A.; ROSA, J. E.; SOUZA, I. F. **Radiologia Odontológica**. 6ed. São Paulo: Editora Artes Médicas, 2004. cap.36, p.695-702.

GALE, M. S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **J. Dent**, v.27, n.2, p.89-99, 1999.

GARCIA, A. H. et al. Composite resins: A review of the materials and clinical indications. **Med Oral Patol Cir Bucal**, v.11, p.215-20, 2006.

GRASSL, U.; SCHULZE, R. K. W. In vitro perception of low-contrast features in digital, film, and digitized dental radiographs: A receiver operating characteristic analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.103, n.5, p. 694-701, 2007.

HARA, A. T.; SERRA, M. C.; RODRIGUES Jr., A. L. Radiopacity of Glass-Ionomer/Composite Resin Hybrid Materials. **Braz Dent J**, v.12, n.2, p.85-9, 2001.

IMPARATO, J. C. P. et al. **Banco de dentes humanos**. Curitiba: Editora Maio, 2003. 190p.

IMPERIANO, M. T. et al. Comparative radiopacity of four lowviscosity Composites. **Braz J Oral Sci**, v.6, n.20, p.1278-82, 2007.

ISO-Standards. ISO 4049 Polymer-based filling, restorative and luting materials. Technical Committee 106-Dentistry Geneva: **International Organization for Standardization**, p. 22-4, 2000.

JANDT, K. D. et al. Mechanical properties and radiopacity of experimental glass-silica-metal hybrid composites. **Dent Mater**, v.18, n.6, p.429-35, 2002.

JANDT, K. D.; SIGUSCH, B. W. Future perspectives of resin-based dental materials. **Dent Mater**, v.25, n.8, p.1001-6, 2009.

KAWANO, F. et al. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. **J Oral Rehabil**, v.28, p.703-7, 2001.

LICKS, R. et al. Estudo da radiopacidade de resinas compostas condensáveis usando sistema digital. **Rev odonto ciênc**, v.18, n.41, p.270-8, 2003.

MADLER, L. et al. Visibly transparent & radiopaque inorganic organic composites from flame-made mixed-oxide fillers. **JNR**, v.8, n.3-4, p.323-33, 2006.

MOLDOVAN, M. et al. Filler Systems, Interface, Radiopacity of some New Light-Curing Composite Materials. **Eur Cell Mater**, v.9, n.1, p.7-8, 2005.

MORAES, R. R. et al. Nanohybrid Resin Composites: Nanofiller Loaded Materials or Traditional Microhybrid Resins? **Oper Dent**, v.34, n.5, p.551-7, 2009.

MOSZNER, N.; SALZ, U. New developments of polymeric dental composites. **Prog Polym Sci**, v.26, p.535-76, 2001.

MURCHISON, D. F.; CHARLTON, D. G.; MOORE, W. S. Comparative radiopacity of flowable resin composites. **Quintessence Int**, v.30, n.3, p.179-84, 1999.

PEREIRA, A. S. R. et al. Análise dos níveis de cinza de 4 resinas compostas micro-híbridadas utilizando um sistema de radiografia digital direto. **Rev Odonto Ciênc**, v.20, n.47, p.3-10, 2005.

REGES, R. V. et al. Análise quantitativa do conteúdo de carga inorgânica das resinas compostas. **PGRO-Pós-Grad Rev Odontol**, v.5, n.2, p.18-21, 2002.

ROETERS, J. J. M.; SHORTALL, A. C. C.; OPDAM, N. J. M. Can a single composite resin serve all purposes? **Br Dent J**, v.199, n.2, p.73-9, 2005.

SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). **Oper Dent**, v.29, n.6, p.677-84, 2004.

SALZEDAS, L. M. P.; LOUZADA, M. J. Q.; OLIVEIRA FILHO, A. B. Radiopacity of restorative materials using digital images. **J Appl Oral Sci**, v.14, n.2, p.147-52, 2006.

SAMARAS, C. D. Digital Radiography: The Standard of Care. **Compendium**, v.29, n.8, p.506-9, 2008.

SANDERINK, G. C. H. Intra-oral and extra-oral digital imaging: an overview of factors relevant to detector design. **Nucl Instr Meth Phys Res**, v.509, p.256–61, 2003.

SHAH, P. M. M. et al. Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and bases. **J Prosthet Dent.**, v.77, n.3, p.239-42, 1997.

SOARES, C. G. et al. Densidade óptica e composição química de resinas compostas. **Cienc Odontol Bras**, v.10, n.4, p.61-9, 2007.

SOARES, C. J. et al. In vitro analysis of the radiodensity of indirect composites and ceramic inlay systems and its influence on the detection of cement overhangs. **Clin Oral Invest**, v.11, n.4, p.331-6, 2007.

SODERHOLM, K. J. M.; YANG, M.C.K.; GARCEA, I. Filler particle leachability of experimental dental composites. **Eur J Oral Sci**, v. 108, n.6, p.555-60, 2000.

TAIRA, M. et al. Studies on the radiopacity of experimental dental composite resins containing admixed SiO₂-ZrO₂ fillers. **Journal of materials science. Materials in medicine**, v.6, p.5-7, 1995.

TAKESHITA, W. M. et al. Avaliação da densidade óptica de resinas compostas por meio de radiografia Digital. **Cienc Odontol Bras**, v.7, n.2, p.6-11, 2004.

TOYOOKA, H. et al. Radiopacity of 12 visible-light-cured dental composite resins. **J Oral Rehabil**, v.20, n.6, p.615-22, 1993.

TSUGE, T. Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer and resin-based luting materials. **J Oral Sci**, v.51, n.2, p.223-30, 2009.

TURGUT, M. D.; ATTAR, N.; ONEN, A. Radiopacity of direct restorative materials. **Oper Dent**, v.28, n.5, p. 508-14, 2003.

WHAITES, E. **Princípios da radiologia odontológica**. 3ed. Porto Alegre: Editora Artmed, 2003.cap.17, p.215-20.

WILLIAMS, J. A.; BILLINGTON, R.W. A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. **J Oral Rehabil**, v.14, p.267-9,1987.

ZHOU, M.; DRUMMOND, J. L.; HANLEY, L. Barium and strontium leaching from aged glass particle/resin matrix dental composites. **Dent Mater**, v.21, n.2, p.145-55, 2005.

ANEXOS



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PRO-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
36036900- JUIZ DE FORA - MG - BRASIL

Parecer nº «234/2009»

Protocolo CEP-UFJF: «1830.174.2009» **FR:** «285317» **CAAE:** «0133.0.180.000-09»

Projeto de Pesquisa: «Comparação da densidade óptica de resinas compostas utilizando imagens convencional e digital.»

Versão do Protocolo e Data: «01 Versão do Protocolo 28/09/2009»

Area Temática: «Grupo III»

Pesquisador Responsável: «Williana Cadete Machado»

Pesquisadores Participantes: Luzia da Glória Corrêa Coelho»

Instituição: «Faculdade de Odontologia /UFJF»

Sumário/comentários do protocolo:

- Justificativa(s): A Odontologia restauradora está provocando uma mudança de paradigma nas expectativas estéticas dos pacientes que buscam procedimentos restauradores. Sendo assim, os fabricantes de resinas compostas têm feito melhorias nas formulações visando otimizar as propriedades dos seus produtos. Atualmente, os materiais disponíveis são mais resistentes aos desgastes, esteticamente mais satisfatórias e com propriedades ópticas melhores. As resinas compostas modernas são fabricadas para exibir uma radiopacidade que deverá ser distinta, porém semelhante à estrutura dentária. A radiopacidade é uma propriedade desejável para a maioria dos materiais intra-orais. Existem protocolos estabelecidos pela ISSO e ADA/ANSI para a determinação da radiopacidade utilizando filmes radiográficos, entretanto estes métodos nem sempre são seguidos pelos pesquisadores. Além disso, estudos sobre radiopacidade são escassos na literatura odontológica. A introdução de sistemas de obtenção de imagem digital, vem mostrando-se muito importante para a avaliação dos diferentes níveis de cinza entre as inúmeras resinas compostas. Os especialistas questionam se as radiografias digitais são tão eficazes quanto às convencionais para o diagnóstico de doenças bucais. Mediante o exposto, pretende-se através deste estudo estabelecer o grau de radiopacidade ótimo de novas resinas compostas existentes no mercado.
- Objetivo(s): Avaliar a densidade óptica de resinas compostas micro-híbridas, nanoparticulada e nano-híbridas através de imagens radiográficas digital e convencional.
- Metodologia: Nesta pesquisa serão utilizadas 05 tipos de resina composta. Confecção dos corpos de prova - As amostras serão confeccionadas utilizando uma matriz de teflon. A matriz contará com quatro orifícios, os quais serão preenchidos com as resinas compostas. Cinco amostras de cada material serão confeccionadas em cada espessura, totalizando 100 corpos de prova. Os corpos de prova serão fotopolimerizados por 40 segundos. O monitoramento da intensidade de luz será realizado por meio de um radiômetro. As espessuras das amostras serão verificadas com um paquímetro digital. Três cortes de esmalte e dentina em cada uma das espessuras serão obtidos de doze primeiros molares humanos hígidos, totalizando doze cortes de esmalte e dentina. Os dentes serão seccionados longitudinalmente por um disco de diamante em baixa velocidade (Labcut). Estes dentes serão fornecidos pelo Banco de dentes da Faculdade de Odontologia da UFJF. Serão realizadas radiografias pelos sistemas radiográficos digital e convencional. As imagens serão analisadas no programa Adobe Photoshop 8.0 e os dados serão submetidos à análise estatística (ANOVA).
- Revisão e referências: sustentam o objetivo do estudo
- Características da população a estudar: tamanho da amostra 12 no centro e no total 12; dentes extraídos fornecidos pelo Banco de dentes da Faculdade de Odontologia da UFJF conforme declaração em anexo
- Critérios de participação: dentes extraídos fornecidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da UFJF
- Orçamento: apresenta-se detalhado. Todo o material necessário para a realização do estudo será adquirido pelos pesquisadores. Não haverá remuneração para os pesquisadores envolvidos na pesquisa.
- Resultados e impactos esperados: Os resultados pretendidos são que realmente haveria correlação entre o nível de densidade óptica e o tipo de resina composta. Espera-se também que haja diferença significativa entre as imagens radiográficas utilizadas.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PRO-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
36036900- JUIZ DE FORA - MG - BRASIL

- Cronograma: a agenda para realização de diversas etapas de pesquisa mostra-se pertinente. Foi observado que a coleta de dados só poderá ocorrer após aprovação do projeto pelo comitê de ética e pesquisa.
- Identificação dos riscos e desconfortos possíveis e benefícios esperados.
- Qualificação da pesquisadora: a titulação e experiência são compatíveis com o projeto de pesquisa.
- Salientamos que o pesquisador deverá encaminhar a este comitê o relatório final da pesquisa.

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

Situação: Projeto Aprovado
Juiz de Fora, 17 de setembro de 2009


Prof. Dr. Alfredo Chaoubah
Coordenador em Exercício – CEP/UFJF

RECEBI
DATA: 17/09/2009
ASS: 