



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAIBA  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**VANESSA MARIA FREIRE ABÍLIO**

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE DOIS SISTEMAS DIGITAIS FRENTE À  
RADIOPACIDADE DE MATERIAIS DENTÁRIOS**

**CAMPINA GRANDE - PB**

**2013**

VANESSA MARIA FREIRE ABÍLIO

ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE DOIS SISTEMAS DIGITAIS FRENTE À  
RADIOPACIDADE DE MATERIAIS DENTÁRIOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Patrícia Meira Bento

CAMPINA GRANDE - PB

2013

É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano da dissertação.

A152a Abílio, Vanessa Maria Freire.

Análise comparativa entre dois sistemas digitais frente à radiopacidade de materiais dentários [manuscrito] / Vanessa Maria Freire Abílio. - 2013.  
102 p. : il. color.

Digitado.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2013.

"Orientação: Profa. Dra. Patrícia Meira Bento, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa".

1. Materiais dentários. 2. Radiografia dentária. 3. Radiografia dentária digital. 4. Cimentos dentários. 5. Cimento de ionômero de vidro. I. Título. 21. ed. CDD 616.075 72

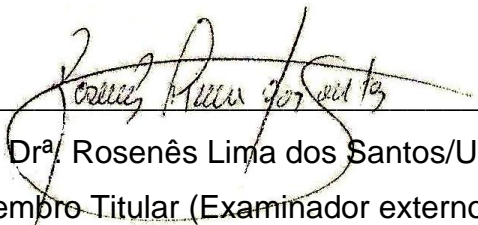
VANESSA MARIA FREIRE ABÍLIO

ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE DOIS SISTEMAS DIGITAIS FRENTE À  
RADIOPACIDADE DE MATERIAIS DENTÁRIOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

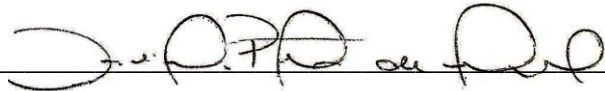
**APROVADO EM: 15 / 07 / 2013**

BANCA EXAMINADORA



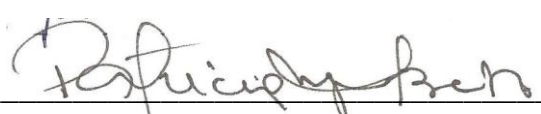
---

Prof.ª Dr.ª Rosenês Lima dos Santos/UFPB  
Membro Titular (Examinador externo)



---

Prof.ª Dr.ª Daniela Pita de Melo/UEPB  
Membro Titular (Examinador interno)



---

Prof.ª Dr.ª Patrícia Meira Bento / UEPB  
Membro titular (Orientadora)

*Dedico este trabalho*

***À Deus,***

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

***Aos meus queridos Pais, Francisco Celson e Maria do Carmo,***

*Pela confiança, amor e dedicação. Nunca medindo esforços para garantir meus estudos, sonhos e ideais. Vocês para mim são exemplos de vida a ser seguido, aos quais dedico todo o meu amor e gratidão pelo o que sou.*

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais **Francisco Celson e Maria do Carmo** pelo apoio incondicional e compreensão em todos os momentos.

À Profa. Dra **Patrícia Meira Bento** pela orientação, confiança e pelo imenso aprendizado que tive ao longo deste trabalho.

À **Universidade Estadual da Paraíba** pelo suporte oferecido ao Programa de Pós-graduação em Odontologia- Mestrado em Clínica Odontológica.

Ao **PROPESQ** pelo apoio financeiro a pesquisa.

Aos meus queridos irmãos **Gisely Maria e Gustavo** pelo constante incentivo e paciência nos momentos mais adversos.

Ao meu cunhado **Ricardo Dias de Castro** por todo apoio ao longo de minha trajetória e por me fazer acreditar ser capaz de alcançar os meus objetivos.

À Profa. Dra. **Daniela Pita de Melo** pela disponibilidade e pelas valiosas informações.

Ao Prof. Dr. **Marcelo Augusto Oliveira de Sales** pelo auxílio na execução desta pesquisa.

À Profa. Dra. **Andressa Feitosa Bezerra de Oliveira** por toda disponibilidade e presteza.

Ao **Departamento de Morfologia do Centro de Ciências da Saúde da UFPB** por permitir meu acesso ao Laboratório de Técnicas Morfológicas Maria Selma Feitosa Ventura.

Ao Prof. Dr. **Lucio Flávio da Cunha Félix** por toda ajuda e por consentir meu acesso ao CEDRUL.

Ao Dr. **Eduardo Cunha Carneiro Braga** pelo valioso auxílio e por permitir meu acesso a INTERFACE.

Aos amigos **Fábio, Luana, Priscilla e Suéllen** pela grande ajuda em determinados momentos da pesquisa.

À **Banca examinadora** pela disponibilidade em analisar esse trabalho.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia- Mestrado em Clínica Odontológica** pelo empenho e ensinamentos valiosos.

Aos **colegas de turma**, Armiliana, Betânia, Fábio, Leonardo, Lorena, Manuella, Marcela, Priscilla, Raulisson, Renally, Roniery e Yêska pela convivência agradável, experiências compartilhadas e pelo constante incentivo.

A todos meus amigos por compreender a minha ausência em alguns momentos e por todo apoio dedicado a mim.

Aos **Professores da Radiologia** pelos ensinamentos compartilhados durante meu estágio docência.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia da UEPB, em especial à **Márcia Leite**, por toda dedicação e atenção.

A todos que de alguma forma ajudaram direta ou indiretamente na realização deste trabalho.

**Muito Obrigada!**

“Entrega o teu caminho ao Senhor, confia nele,  
e Ele tudo fará”.

**Salmos 37:5**



## **Análise comparativa entre dois sistemas digitais frente à radiopacidade de materiais dentários**

### **RESUMO**

A imagem digital representa um grande avanço na Radiologia Odontológica, uma vez que constitui um método rápido de obtenção de imagem e de fácil avaliação. O objetivo deste trabalho foi comparar o sistema digital semi-direto utilizando o Digora Optime® com o sistema digital indireto que utilizou câmera digital de CCD, frente à radiopacidade dos materiais dentários indicados para base ou forramento, bem como verificar a influência da variação de tempo de exposição e da distância foco-filme no grau de radiopacidade apresentado por estes materiais. Foram confeccionados 10 corpos-de prova (4 X 2 mm) para cada marca de material dentário utilizada (Ketac™ Molar Easymix, Vidrion F, GC Fuji Lining™ LC, Vitrebond™, tetric<sup>MR</sup> Z350 XT Flow e Tetric® N Flow), totalizando 60 espécimes, usando uma matriz acrílica. Os corpos-de-prova foram radiografados junto a uma escala de alumínio e secções transversais de dentes com 2mm, por ambos os sistemas digitais em quatro combinações de tempo de exposição/distância foco-filme diferentes (0,12s/20cm; 0,12s/40cm; 0,25s/20cm e 0,25s/40cm). A radiopacidade das estruturas radiografadas foram mensuradas utilizando a função *analyse histogram* do programa Image J. Os dados foram analisados por meio da estatística descritiva e através dos testes não-paramétrico de Wilcoxon-Mann Whitney e teste T de Student. Apenas o Vidrion F apresentou radiopacidade inferior a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro, sendo esta diferença significativa ( $p < 0,05$ ), para todas as situações utilizando o sistema digital semi-direto e, para algumas situações, utilizando o sistema digital indireto. As médias de radiopacidade para todos os materiais estudados foram significativamente maiores ( $p < 0,05$ ) quando foi utilizado o sistema digital semi-direto (Digora Optime®). Houve diferença significativa ( $p < 0,05$ ) na radiopacidade dos materiais, exceto para o Vidrion F, quando ocorreu variação no tempo de exposição, bem como quando ocorreu variação na distância foco-filme. Conclui-se que o sistema digital semi-direto (Digora optime®) mostrou ser mais preciso para as medições de radiopacidade quando comparado ao sistema digital indireto, sendo nesta situação mais indicado para ser utilizado clinicamente como método auxiliar de diagnóstico.

**Palavras-chave:** radiografia dentária digital; radiografia dentária; materiais dentários; cimentos de ionômeros de vidro.

## Comparative analysis between two digital systems for analyzing radiopacity of restorative materials

### ABSTRACT

Digital image is a breakthrough in dental radiology characterized by being a quick and easy method of obtaining and evaluating of images. The aim of this study was to compare the semi-direct digital system (Digora Optime<sup>®</sup>) with the indirect digital system (CCD digital camera) in relation to radiopacity of dental materials indicated as base or liner. In addition, it was proposed to verify the influence of different exposure times and focus-film distances on the degree of radiopacity shown by these materials. A total of 10 specimens (4 X 2 mm) were made for each brand of restorative material employed (Ketac<sup>™</sup> Molar Easymix, Vidrion F, GC Fugli Lining<sup>™</sup> LC, Vitrebond<sup>™</sup>, Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow and Tetric<sup>®</sup> N Flow), total of 60 specimens, by using an acrylic matrix. The specimens were radiographed together with an aluminum scale and cross-sections of teeth with 2 mm by both digital systems in four combinations of exposure time / different focus-film distances (0.12 s / 20 cm; 0.12 s / 40 cm, 0.25 s / 20 cm, 0.25 s / 40 cm). The radiopacity of radiographed structures was measured using the tool “*analyze histogram*” on the software Image J. Data were analyzed using descriptive statistics and non-parametric tests: Wilcoxon, Mann-Whitney and Student’s *t* test. Only Vidrion F showed radiopacity lower than that of dentin and 2-mm cross-sections with statistically significant difference ( $p < 0.05$ ) for all cases using the semi-direct digital system and for some cases using the indirect digital system. The radiopacity means for all materials studied were significantly higher ( $p < 0.05$ ) when the semi-direct digital system (Digora Optime<sup>®</sup>) was used. There was significant difference ( $p < 0.05$ ) in the radiopacity of the materials – except for Vidrion F – when exposure time and focus-film distance changed. It was concluded that the semi-direct digital system (Digora optime<sup>®</sup>) was more precise for measuring radiopacity compared to the indirect digital system. Thus, the semi-direct procedure is indicated to be used clinically as an auxiliary diagnostic method.

**Keywords:** radiography, dental, digital; radiography, dental; dental materials; glass ionomer cements

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al	Alumínio
Ba	Bário
<i>bits</i>	<i>binary digits</i>
CAD	Conversão analógico- digital
CCD	<i>Charged Coupled Device</i> - Dispositivo de Carga Acoplada
CIV	Cimento de ionômero de vidro convencional
CIVRM	Cimento de ionômero de vidro resinoso modificado
Cm	Centímetros
CMOS-APS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor- Active Pixel</i> ou Semicondutores de Óxido de Metal Complementar- Pixel Ativado
CONEP	Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
Image J	Imaging Processing and Analysis in Java
ISO	International Standards Organization
Mm	Milímetros
p	Valor de p
<i>pixel</i>	<i>Picture elements</i>
PSP	<i>Photostimulable phosphor plates - Phosphor storage plates</i> ou placas de armazenamento de fósforo
RCF	Resina composta Flow
S	Segundos
SPSS	Statistical PackAge for the Social Sciences
TIFF	Tagged Image File Format
UEPB	Universidade Estadual da Paraíba

UFPB	Universidade Federal da Paraíba
VMC	Valor médio de cinza
Yb	Itérbio

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1-	Grupos de materiais dentários.....	39
Quadro 2-	Associação de distância foco-filme e tempo de exposição....	40
ARTIGO 2		
Quadro 1-	Combinações de tempo de exposição/ distância foco-filme.....	73

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Vista superior da matriz de acrílico de 2,19mm de espessura.....	32
Figura 2-	Seringa e ponta aplicadora utilizada na inserção dos materiais.....	32
Figura 3-	Mensuração dos corpos-de-prova utilizando o paquímetro digital.....	34
Figura 4-	Dentes incluídos na resina acrílica.....	35
Figura 5-	Bloco de dente adaptado a dispositivo da cortadeira automática (A) cortadeira automática Labcut 1010 (B).....	35
Figura 6-	Eliminação da superfície oclusal do terceiro molar (A) corte transversal com 2 mm de espessura (B).....	36
Figura 7-	Vista superior dos espécimes (A) vista lateral(B).....	36
Figura 8-	Penetrômetro de Alumínio vista superior (A) vista lateral (B).....	37
Figura 9-	Aparelho convencional de raios X periapical Timex 70E.....	38
Figura 10-	Sistema Digora Optime®(Soredex/Helsinki).....	38
Figura 11-	Posicionamento das secções dentárias, dos corpos-de-prova e do penetrômetro sobre um filme periapical.....	40
Figura 12-	Plataforma de acrílico.....	41
Figura 13-	Diferentes distâncias foco-filme: 20 cm (A) 40 cm (B).....	41
Figura 14-	Imagem digital direta sendo analisada pelo programa Image J.....	42

ARTIGO 1

Figura 1-	Imagem feita com o sistema digital semi-direto (Digora Optime®).....	51
Figura 2-	Comparação das médias da radiopacidade dos materiais analisados, em pixels, entre o sistema digital semi-direto (Digora Optime®) e o sistema digital indireto.....	58

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Marca, tipo de material, fabricante, lote e composição dos materiais utilizados.....	31
ARTIGO 1		
Tabela 1-	Marca, tipo de material, fabricante e composição dos materiais utilizados.....	49
Tabela 2-	Médias da radiopacidade, em pixels, dos diferentes materiais estudados, das estruturas dentárias e de cada degrau do penetrômetro de acordo com os sistemas de raios X, nas quatro situações analisadas (A, B, C e D).....	54
Tabela 3-	Comparação dos materiais pesquisados em relação à dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro, utilizando o teste de Wilcoxon-Mann Whitney.....	56
ARTIGO 2		
Tabela 1-	Marca, tipo de material, fabricante e composição dos materiais utilizados.....	71
Tabela 2-	Médias de radiopacidade, em pixels, dos materiais analisados, estruturas dentárias e degraus do penetrômetro de alumínio.....	75
Tabela 3-	Comparação da radiopacidade dos materiais nas quatro combinações tempo de exposição/distância foco-filme, para ambos os métodos, utilizando os testes de Wilcoxon e Mann Whitney.....	76



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>CONSIDERAÇÕES INICIAIS</b> .....	18
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	28
2.1	GERAL .....	28
2.2	ESPECÍFICOS .....	28
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	30
3.1	TIPO DE ESTUDO .....	30
3.2	LOCAL DA PESQUISA .....	30
3.3	MATERIAIS .....	30
3.4	PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	31
<b>3.4.1</b>	<b>Preparo do cimento de ionômero de vidro</b> .....	33
<b>3.4.2</b>	<b>Preparo da resina composta flow</b> .....	33
<b>3.4.3</b>	<b>Mensuração e polimento dos corpos-de-prova</b> .....	33
3.5	SECÇÃO DOS DENTES.....	34
3.6	PENETRÔMETRO DE ALUMÍNIO .....	37
3.7	SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGENS .....	37
3.8	ESTUDO PILOTO .....	39
3.9	PROCEDIMENTOS RADIOGRÁFICOS .....	39
3.10	ANÁLISE DAS IMAGENS.....	42
3.11	PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS.....	42
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	45
4.1	ARTIGO 1 – Análise comparativa de sistemas digitais na radiopaciade de materiais dentários .....	46
4.2	ARTIGO 2 – Influência do tempo de exposição e distância foco-filme na radiopaciade de materiais dentários .....	68
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	86
	<b>REFERÊNCIAS (Considerações Iniciais e Metodologia)</b> .....	88
	<b>APÊNDICES</b> .....	93
	APÊNDICE A – Termo de compromisso do responsável pelo projeto .....	94
	APÊNDICE B– Declaração de concordância com Projeto de Pesquisa .....	95
	APÊNDICE C– Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	96
	<b>ANEXOS</b> .....	97

ANEXO A - Normas para Submissão de Artigos – Dentomaxillofacial Radiology .....	99
ANEXO B – Normas para Submissão de Artigos – Operative Dentistry .....	103
ANEXO C – Normas para Submissão de Artigos – Operative Dentistry	10

## **CONSIDERAÇÕES INICIAIS**

---

## 1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O exame radiográfico é um método auxiliar essencial para um diagnóstico preciso e planejamento de tratamentos nos consultórios odontológicos (DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008), já que por meio das radiografias conseguimos visualizar estruturas não acessíveis durante a inspeção clínica (IZQUIERDO *et al.* 2006).

Com o desenvolvimento da informática, a radiologia convencional começou a sofrer um processo de modernização que resultou no surgimento, em 1989, dos primeiros sistemas digitais produzidos para a área odontológica. Tendo em vista os problemas comumente relacionados ao uso das radiografias convencionais, tais como a necessidade de várias etapas para o seu processamento, que podem interferir na qualidade final da radiografia (WHITE, 2007; BORGES *et al.* 2011), e a difícil manutenção da qualidade das substâncias químicas utilizadas no processamento (WHITE, 2007; HITIJ; FIDLER, 2012), os sistemas digitais estão sendo cada vez mais adotados pelos profissionais da odontologia, uma vez que eliminam tais inconvenientes (DUKIC *et al.* 2012a), constituindo um método rápido de obtenção de imagem e de fácil avaliação (SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006).

As imagens digitais apresentam um conteúdo numérico e são distintas de duas formas: 1) em termos de distribuição espacial dos *pixels* e 2) em termos dos diferentes tons de cinza de cada *pixel*. Uma imagem digital nada mais é do que uma matriz composta por um arranjo de células individuais (*pixels*) dispostos de forma ordenada em linhas e colunas. O *pixel* (*Picture elements*) é o ponto de resolução gráfica que se traduz na menor unidade de informação da imagem, são eles que carregam valores numéricos que correspondem aos tons de cinzas visualizados no monitor (IANNUCCI; HOWERTON, 2010; WHITE, 2007).

Nos sistemas digitais, todos os sinais elétricos que dão origem à imagem digital são convertidos em dígitos binários (*bits*). O *bit* (*binary digits -bits*) representa a unidade básica fundamental da linguagem digital, sendo composto pelos elementos 0 e 1, onde 0 corresponde à ausência e 1 significa a presença de corrente elétrica. Quando oito *bits* são agrupados formam uma unidade denominada *Byte*, que pode apresentar 256 possíveis combinações numéricas, que em relação à imagem digital corresponde a 256 nuances de cinza variando do preto ao branco,

onde o preto recebe o valor zero e o branco o valor 255 (HAITER NETO; MELO, 2009).

Embora a imagem digital e imagem analógica se apresentem de forma similar, estas diferem quanto à natureza de formação. A formação da imagem pelo sistema digital começa com processos analógicos, onde cada *pixel* do detector eletrônico absorve uma quantidade de raios X que gera uma pequena voltagem. A produção da imagem digital ocorre através de um processo chamado de conversão analógico- digital (CAD), que se dá por meio da amostragem, que agrupa uma pequena faixa de valores de voltagem em um único sinal, e da quantificação, que atribui um valor para cada grupo de sinal. O computador organiza os *pixels* em sua localização apropriada na matriz e atribui um tom de cinza correspondente ao número que lhe foi atribuído durante a quantificação, o que permite que a imagem possa ser visualizada (HAITER NETO; MELO, 2009; WHITE, 2007).

Desta maneira, a imagem digital possibilita uma abordagem quantitativa na visualização das imagens radiográficas, que até então eram avaliadas por parâmetros meramente qualitativos, oferecendo aos profissionais e pacientes uma série de vantagens em relação às radiografias convencionais (BAGATINI; HEHN; FONTANELLA, 2004). Dentre elas podemos citar: manipulação e ampliação de imagens, ajuste de contraste e brilho, possibilidade de colocá-las em alto relevo e inverter as áreas radiopacas para radiolúcidas, dispensa o uso de filmes radiográficos e de processamento químico, não causa danos ao meio ambiente, reduz o tempo de exposição do paciente e do operador às radiações ionizantes, bem como o tempo para obtenção das imagens, possibilitando seu armazenamento sem perda da qualidade (BAGATINI; HEHN; FONTANELLA, 2004; DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008; GU et al., 2006; HITIJ ; FIDLER, 2012; LACHOWSKI, 2011; SALZEDAS; LOUZADA; DE OLIVEIRA FILHO, 2006).

Além dessas vantagens, o sistema digital ainda atribui valores numéricos para cada nuance de cinza, o que permite determinar a radiopacidade em áreas de imagem digitalizada, constituindo um importante recurso na determinação do grau de densidade das estruturas e dos materiais analisados (BAGATINI; HEHN; FONTANELLA, 2004; BISSOLI *et al.* 2008; BRAUN et al., 2008).

Atualmente, existem vários sistemas digitais de uso odontológico. Para facilitar o entendimento Haiter Neto e Melo (2009) propôs dividir os métodos de

aquisição de imagem de três maneiras diferentes: aquisição direta, aquisição semi-direta e aquisição indireta.

O método de aquisição direta da imagem digital utiliza, no lugar do filme radiográfico convencional, receptores de imagem do tipo sensor-sólido, que podem ser encontrados no mercado em dois tipos: os sensores que utilizam a tecnologia CCD (*Charged Coupled Device*) - Dispositivo de Carga Acoplada, ou CMOS-APS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor- Active Pixel*) – Semicondutores de Óxido de Metal Complementar – Pixel Ativado (HAITER NETO; MELO, 2009).

Os sensores sólidos possuem uma fina superfície de silício acondicionada no interior do seu invólucro plástico onde se dá a captura da imagem radiográfica digital. A maioria desses sensores é conectada ao computador por um cabo de fibra óptica, que permite uma transferência dos dados quase que imediatamente para o computador após a exposição dos sensores aos raios-X, levando ao aparecimento da imagem no monitor em segundos. Essa característica destes sistemas oferece uma relevante vantagem em relação ao filme radiográfico convencional, uma vez que reduz o tempo clínico para obtenção de imagem, possibilitando, conseqüentemente, o atendimento de um maior número de pacientes (IANNUCCI; HOWERTON, 2010).

Na aquisição semi-direta da imagem digital, são utilizadas as placas de armazenamento de fósforo ou placas de fósforo fotoestimuladas (PSP – *Photostimulable phosphor plates - Phosphor storage plates*) que possuem a capacidade de armazenar a energia absorvida dos fótons dos raios X e emití-la na forma de luz quando é realizado o seu escaneamento pelo sistema de leitura (BISSOLI *et al.* 2008; DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008).

Essas placas se caracterizam por não possuir fio acoplado e apresentar dimensões similares as do filme convencional intra-oral (BISSOLI *et al.* 2008; DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008). São constituídas por uma base de poliéster, coberta em uma de suas faces por um material de fósforo fotoestimulável correspondente ao flúor haleto de bário, acrescido de europium. O bário em combinação com o iodo, cloro ou bromo forma uma gelatina cristalina, que com a adição do europium ( $\text{Eu}^{+2}$ ) apresenta imperfeições. Quando exposta à radiação X, os elétrons de valência do europium contidos na placa de armazenamento de fósforo absorvem energia ( $\text{Eu}^{+3}$ ) e migram para os centros F dos haletos na gelatina, onde

permanecem em estado de latência, formando a imagem latente (HAITER NETO; MELO, 2009; WHITE, 2007).

Para que essa imagem latente possa ser visualizada no monitor do computador, ou seja, para que a energia armazenada na placa de armazenamento de fósforo seja convertida em imagem digital é necessário fazer a leitura desta placa por meio de um *scanner* a laser próprio para cada sistema digital semi-direto (BISSOLI *et al.* 2008; DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008).

Durante a leitura, que é realizada por um feixe de luz vermelha de aproximadamente 600 nm, os elétrons do flúor haleto de bário são lançados para a faixa de condução, fazendo com que o europium volte ao estado  $\text{Eu}^{+2}$ , liberando a energia armazenada em forma de luz do espectro verde ou azul, a depender do sistema utilizado (HAITER NETO; MELO, 2009; WHITE, 2007).

Fibras óticas conduzem a luz emitida pelas placas de fósforo para um tubo fotomultiplicador que as converte em energia elétrica de voltagem variante. Esse sinal de voltagem é quantificado por um conversor analógico-digital que consegue transformar essa energia em dígitos binários, fazendo com que a imagem analógica seja convertida em imagem digital (DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008; WHAITES, 2009).

Em alguns sistemas, após a leitura, se houver resíduos de imagens de exposições anteriores na placa, esta deve ser dessensibilizada através do brilho de uma luz intensa, que pode ser do tipo fluorescente ou incandescente (HAITER NETO; MELO, 2009; WHITE, 2007).

Apesar das vantagens apresentadas por estes sistemas, essas placas apresentam o inconveniente de serem facilmente arranhadas, levando a fácil danificação da imagem radiográfica. Entre os vários sistemas digitais que utilizam a placa de armazenamento de fósforo, o Digora Optime<sup>®</sup> é um dos menos susceptíveis a arranhões. Estes sistemas, além do invólucro plástico, possuem um envelope de papel protetor, que permite a proteção da placa não só durante a exposição, mas também durante a inserção da placa no seu *scanner*. O fato deste sistema apresentar dessensibilização interna também diminui o contato da face ativa da placa com superfícies que podem manchá-las ou arranhá-las (HAITER NETO; MELO, 2009).

No método indireto, a imagem radiográfica é obtida de forma convencional, com o uso do conjunto de películas e/ou écrans intensificadores, processadas

quimicamente e submetidas a um processo de digitalização que pode se feita por meio de câmera CCD, *scanners* de laser de alta definição adaptados para transparência ou um *scanner* de mesa (FURTOS et al., 2012). Quando a imagem é digitalizada, a informação contida nos grãos de prata é capturada pelos *scanners* e transformada em dígitos binários através de uma placa de circuito anexa ao computador, que a converte em uma imagem digital (DUARTE; ARAÚJO; SANNOMIYA, 2008; HAITER NETO; MELO, 2009). Por sua vez, esta imagem que pode ser analisada ou modificada por meio de programas de manipulação de imagem dos sistemas digitais, ou programas como Photoshop, Image J e Emago (HAITER NETO; MELO, 2009).

As vantagens comuns aos demais sistemas digitais como à menor contaminação do meio-ambiente, menor tempo de trabalho não se aplicam as imagens obtidas pela aquisição indireta, uma vez que ela esta sujeita a todos os inconvenientes relacionados à obtenção da imagem pelo método convencional (AKCAY; ILHAN; DUNDAR, 2012).

Além disso, como as radiografias digitalizadas tendem a ter maior variação do nível de cinza, já que a leitura da imagem depende das características específicas do *scanner* (GRAZIOTTIN et al. 2002), é possível que as imagens obtidas por esse método possam apresentar uma qualidade inferior quando comparadas as imagens obtidas pelos sistemas digitais diretos (IANNUCCI & HOWERTON 2010).

Devido a grande variedade de sistemas de obtenção de imagens, encontramos na literatura alguns estudos (WENZEL *et al.* 1998; TORRIANI; GONÇALVES; VIEIRA, 2000; TOVO *et al.*, 2003; LAMBERT, 2004; SABBAGH *et al.*, 2004; WESTPHALEN; MORAES; WESTPHALEN, 2004; PACE; HABITANTE, 2005; GRASSL; SCHULZE, 2007; BAKSI; ERMIS, 2007; PONTUAL *et al.*, 2009; AKCAY; IHAN; DUNDAR, 2012) que comparam os diferentes sistemas com o objetivo de pesquisar a existência de superioridade de um sistema em relação a outro quanto à qualidade da imagem formada para diagnóstico.

A imagem radiográfica é formada por um conjunto de áreas claras (radiopacas) e áreas escuras (radiolúcidas), na qual diferentes tons de cinza podem ser visualizados entre o branco e o preto (MAURIELLO; PLATIM, 2001).

A radiopacidade pode ser definida como o inverso da densidade óptica de uma imagem radiográfica, que por sua vez fornece uma medida da quantidade do



escuro que aparece no filme processado, percebido pelo olho humano (PIRES DE SOUZA *et al.*, 2010).

Para os materiais odontológicos, principalmente quando utilizados como primeiro incremento, a radiopacidade é considerada uma propriedade crucial, uma vez que possibilita um apropriado diagnóstico radiográfico (HITIJ; FIDLER, 2012), o que permite ao cirurgião dentista diferenciar tais materiais dos tecidos dentais circundantes (esmalte e dentina), além de detectar a presença de infiltrações e cárie secundária (SALZEDAS; LOUZADA; OLIVEIRA FILHO, 2006; BORGES *et al.*, 2011; FURTOS *et al.*, 2012; MOHN *et al.*, 2010).

Atualmente, vários materiais são indicados para serem utilizados como base ou forradores sob restaurações de amálgama ou de resina compostas, entre eles podemos destacar os cimentos de ionômero de vidro (convencional e resinoso modificado) e as resinas compostas flow (LACHOWSHI, 2011).

Os cimentos de ionômero de vidro tem ampla indicação na odontologia devido as suas propriedades benéficas como liberação de flúor e adesão à estrutura dentária (MEDICI FILHO, *et al.*, 2004). A utilização destes materiais, como base ou forramento, principalmente sob as resinas compostas, tem se constituído numa alternativa importante para a restauração de dentes posteriores, já que esta associação permite diminuir a quantidade de resina composta, minimizando a tensão da contração de polimerização, além de criar uma interface ácido-resistente pela liberação de íons flúor, que pode constituir em um mecanismo acessório no controle do processo da cárie secundária (GEGLER *et al.* 1999; HITIJ; FIDLER, 2012).

Além dos materiais ionoméricos, as resinas compostas flow também são comumente utilizadas como primeiro incremento sob restaurações de resinas compostas, com o objetivo de compensar o estresse oriundo da contração de polimerização destas, o que favorece a união de material restaurador ao dente, minimizando as chances de ocorrer microinfiltração e sensibilidade pós-operatória (ATTAR; TAM; MCCOMB, 2003; IMPERIANO *et al.*, 2007).

Estes materiais foram criados mantendo o mesmo tamanho da partícula da resina composta híbrida tradicional, no entanto tiveram o teor de carga reduzido e a proporção de monómeros diluentes aumentado na sua composição, o que proporcionou uma maior fluidez ao material (ATTAR; TAM; MCCOMB, 2003; IMPERIANO *et al.*, 2007). Embora apresentem características favoráveis, Baldea *et*

*al.* (2007) afirmam que o baixo conteúdo de carga desses materiais pode proporcionar uma baixa radiopacidade ao material.

Convém ressaltar, que materiais odontológicos quando usados como base e forradores devem apresentar valores de radiopacidade adequados (LACHOWSHI, 2011).

Embora uma boa radiopacidade seja desejável em um material dentário, Curtis *et al.* (1990); Hara, Serra, Rodrigues (2001); Hitij, Fidler (2012); Imperiano *et al.* (2007) e Salzedas, Louzada, De Oliveira Filho (2006) defendem que valores de radiopacidade extremamente altos, como os das restaurações metálicas, também não são satisfatórios, pois podem encobrir áreas suspeitas, interferindo no diagnóstico de lesões de cáries, bem como na adaptação cervical das restaurações classe II.

Com a finalidade de se estabelecer uma padronização para a radiopacidade de materiais odontológicos a International Standards Organization (ISO), criou as para os cimentos de ionômero de vidro a norma ISO 9917 e para resinas compostas a norma ISO 4049. De acordo com tais normas, quando um fabricante afirma que seu produto é radiopaco, esta radiopacidade deve ser no mínimo igual ou maior do que a radiopacidade apresentada pela mesma espessura de alumínio puro (Al). Sabe-se que o alumínio apresenta uma radiopacidade equivalente à radiopacidade da dentina, ou seja, a radiopacidade de 1 milímetro (mm) de alumínio equivale a radiopacidade de 1 mm de dentina. Diante desta situação, em estudos que se propõe mensurar a radiopacidade de materiais, a ISO recomendam o uso de uma escala de alumínio, com ao menos 98% de pureza, que deve ser adotada como padrão.

Alguns autores como Sidhu *et al.* (1996), Hara, Serra e Rodrigues Jr. (2001), Turgut, Attar e Onen (2003) e Hitij e Fidler (2012) ainda sugerem que para um material ser utilizado como forrador ou base, sua radiopacidade deveria ser igual ou ligeiramente superior à radiopacidade do esmalte, de forma a vir facilitar sua detecção no exame radiográfico.

Devido ao constante lançamento de produtos odontológicos no mercado e a falta de homogeneidade no padrão de radiopacidade destes, encontramos na literatura alguns estudos (SHAH *et al.* 1997; GEGLER *et al.* 1999; BAGATINI; HEHN; FONTANELLA, 2004; IMPERIANO *et al.*, 2007; TSUGE, 2009; PIRES DE SOUZA *et al.*, 2010; SALZEDAS; LOUZADA; DE OLIVEIRA FILHO, 2006; FONSECA *et al.*,

2006; HEHN *et al.*, 2007; ERGUCU *et al.*, 2010; HITIJ; FIDLER, 2012) que buscam analisar essa propriedade em diversos materiais odontológicos.

Com o advento da tecnologia digital, os estudos mais recentes estão avaliando a radiopacidade de materiais empregando métodos digitais, que utilizam software específico para determinar valores de cinza para os *pixels* da imagem analisada (BORGES *et al.*, 2011).

Ergucu *et al.* (2010) utilizaram radiografias digitalizadas por *scanner* com adaptação para transparência, que tiveram os valores de cinza mensurados pelo método de análise de imagens digitais para investigar a radiopacidade de seis resinas compostas flow (Clearfil Majesty Flow, Estelite Flow Q, Tetric N Flow, Esthet X Flow, Filtek Supreme XT Flow and Gradia Direct LoFlo), na espessura de 1 mm, comparando com o esmalte, dentina (com a mesma espessura) e a uma escala de alumínio. Estes autores concluíram que todos os materiais testados apresentaram a radiopacidade requerida pela ISO, no entanto, sugeriram que mais estudos seriam necessários para verificar os potenciais benefícios e limitações clínicas destes materiais, uma vez que houve diferença estatisticamente significativa entre eles quanto à radiopacidade.

No estudo de Hitij & Fidler (2012) foi medido a radiopacidade de 33 resinas compostas convencionais, 16 resinas compostas flow e 7 cimentos de ionômero de vidro (convencionais e modificados por resina), comparando os valores achados com aqueles declarados pelos fabricantes. Os corpos-de-prova de cada material e espécimes de dentes, com 2 mm de espessura, foram radiografados junto a escala de alumínio utilizando o sistema digital Digora®. Os valores de cinza foram obtidos a partir da análise das imagens radiográficas, obtendo que todos os 56 materiais dentários analisados apresentaram valor de radiopacidade superior ao da dentina, que é considerada como referência. Estes autores puderam constatar também que quase metade dos fabricantes não fornecia os valores exatos de radiopacidade dos seus produtos, mesmo assim, quando comparado os valores achados neste estudo com os declarados pelos fabricantes havia concordância.

Com o objetivo de determinar a influência do conteúdo de preenchimento inorgânico na radiopacidade de 18 cimentos resinosos, utilizando um sistema digital (XIOS Plus), Furtos *et al.* (2012) confeccionaram 4 discos de cada material com 1mm de espessura, que foram radiografados juntamente a uma escala de alumínio. Deste modo, constataram que, alguns cimentos odontológicos testados mostraram

correlação direta entre a porcentagem de preenchimento e radiopacidade, mas não houve diferença estatisticamente significativa em relação as diferentes tonalidades do mesmo material.

Dukic *et al.* (2013) avaliaram a radiopacidade de 19 resinas compostas flow utilizando um sistema digital com sensor CCD. Desta forma, foram feitos três corpos-de-prova de cada material com a espessura de 1mm, que foram radiografados junto a uma secção longitudinal de dente e uma escala de alumínio. Para cada corpo-de-prova foram feitas três exposições utilizando cinco diferentes combinações de tempo/voltagem, mantendo a distância foco-filme constante em 30 cm. Sendo assim, observaram que todos os materiais apresentaram radiopacidades maior do que a dentina. Afirmando que as técnicas de análise digital da radiopacidade representam um método viável, rápido e preciso para caracterizar radiopacidade de resina composta flow.

Considerando que os atuais sistemas digitais diretos apresentam a limitação de alto custo inicial para sua aquisição, o sistema digital indireto pode representar um método viável uma vez que associa o baixo custo dos sistemas convencionais a algumas vantagens dos sistemas digitais tais como armazenamento e manipulação das imagens.

Apesar da importância dos estudos comparativos entre diferentes métodos de obtenção de imagens, poucos são os que propõem essa comparação em relação a radiopacidade de materiais utilizados como base ou forramento. Sendo assim, estudos desta natureza devem ser conduzidos de forma a fornecer ao cirurgião-dentista uma orientação baseada em evidências científicas de qual sistema pode ser melhor utilizado como auxiliar no diagnóstico.

## **OBJETIVOS**



## 2 OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Comparar a imagem radiográfica digital semi-direta com imagem radiográfica digital indireta frente à radiopacidade dos materiais dentários utilizados para base ou forramento.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a radiopacidade das diferentes marcas de materiais estudados entre si.
- Verificar a radiopacidade dos materiais em relação à dentina dos diferentes grupos de dentes (terceiro molar e pré-molar hígidos) e ao degrau de 2mm do penetrômetro.
- Avaliar a influência do tempo de exposição na radiopacidade dos materiais em ambos os métodos de obtenção de imagem, por meio da análise digital das imagens.
- Analisar a interferência da distância foco-filme na radiopacidade dos materiais em ambos os métodos de obtenção de imagem, por meio da análise digital das imagens.

## **METODOLOGIA**



### **3 METODOLOGIA**

#### **3.1 TIPO DE ESTUDO**

Foi realizado um estudo laboratorial do tipo quantitativo.

#### **3.2 LOCAL DA PESQUISA**

A confecção dos corpos-de-prova do estudo foi realizada no laboratório de dentística da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB) e os procedimentos radiográficos na clínica de Radiologia da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB).

#### **3.3 MATERIAIS**

Foram incluídas neste estudo seis diferentes marcas comerciais de materiais dentários, com indicação para serem utilizados como base ou forramento em cavidades profundas. Desta forma, foram avaliados três tipos de materiais diferentes: duas marcas de cimento de ionômero de vidro convencional (CIV), duas marcas de cimento de ionômero resinoso modificado (CIVRM) e duas marcas de resina composta Flow (RCF). Para uma melhor padronização, todos os materiais utilizados possuíam a cor A3.

A seleção dos materiais foi realizada com base em uma revisão da literatura a cerca de quais marcas e fabricantes eram mais pesquisados em estudos publicados em periódicos com reconhecimento internacional.

Os detalhes de marca, fabricante, composição e lote estão apresentados na Tabela 1.



**Tabela 1-** Marca, tipo de material, fabricante, lote e composição dos materiais utilizados.

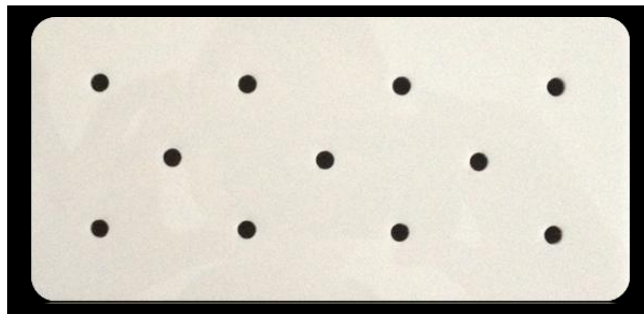
Produto	Tipo de material	Fabricante	Lote	Composição
Ketac™ Molar Easymix	CIV	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil	460726	Pó: vidro de fluorsilicato, estrôncio e lantânio. Líquido: ácidos poliacrílico e tartárico, água (Lachowski, 2011).
Vidrion F	CIV	SS White, Rio de Janeiro- RJ	0040711	Pó: fluorsilicato de sódio cálcio alumínio, sulfato de bário, ácido poliacrílico, pigmento óxido ferroso Líquido: ácido tartárico, água destilada
GC Fuji Lining™ LC	CIVRM	GC America	1108061	Pó: aluminossilicato de vidro. Líquido: água destilada, ácido acrílico, 2-hidroxietilmetacrilato, urethanedimethacrylate, canforoquinona.
Vitrebond™	CIVRM	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil	N396100	Pó: fluoro-aluminossilicato Líquido: ácido polialcenoico/polialquenoico
Filtek™ Z350 XT Flow	RCF	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil	N329800	Resinas BIS-GMA, TEGDMA e Procrilat K (dimetacrilato substituto). A porção inorgânica é formada por uma combinação partículas de fluoreto de itérbio, partículas de sílica e aglomerado de sílica/zircônia.
Tretic® N- Flow	RCF	Ivoclar Vivadent	P20944	TEGDMA (dimetacrilato), oxido de bário, trifluoreto de itérbio, sílica, óxidos mistos, pigmentos, catalisadores e estabilizadores.

Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

### 3.4 PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Utilizado uma matriz de acrílico, de forma semelhante ao trabalho de Tsuge (2009), foram feitos 10 corpos-de-prova de cada material, obtendo um total de 60

corpos-de-prova. A matriz utilizada, medindo 15 cm x 7,5 cm, possuía orifícios padronizados com 4 mm de diâmetro e profundidade igual à espessura total da placa que era de 2,19mm. Esses orifícios serviram como sítios para a inserção dos materiais em análise.



**Figura 1-** Vista superior da matriz de acrílico de 2,19mm de espessura.  
Fonte: Autor da pesquisa

Sendo assim, a matriz de acrílico foi colocada sobre uma placa de vidro de 20 mm de espessura, previamente forrada por uma lâmina plástica, e fixada com fita adesiva. Todos os orifícios foram isolados com vaselina sólida, antes da inserção dos materiais.

#### 3.4.1 Preparo do cimento de ionômero de vidro

Cada marca comercial de CIV e CIVRM foram manipuladas de acordo com a proporção e especificações dos respectivos fabricantes sobre um bloco de papel para espatulação. Com a finalidade de minimizar a formação de bolhas, o material foi inserido em uma ponta dispensadora para seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) e colocado no interior dos orifícios da matriz acrílica.



**Figura 2-** Seringa e ponta aplicadora utilizada na inserção dos materiais. Fonte: Autor da pesquisa

Os materiais foram pressionado por uma lâmina de vidro de 2 mm de espessura, intermediada por uma tira de poliéster transparente, com o objetivo de limitar a espessura do corpo-de-prova e nivelar sua superfície.

Os corpos-de-prova dos CIVRMs foram fotopolimerizados, um a um, pelo tempo preconizado pelos respectivos fabricantes (30 segundos) utilizando o aparelho Optilight LD MAX (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) de 600mW/cm<sup>2</sup>, com comprimento de onda entre 440- 460nm. Essa fotopolimerização era feita encostando a ponta do aparelho sobre a lâmina de vidro de 2mm.

Já para os corpos-de-prova dos CIVs, foram esperado o tempo de presa total recomendado pelo fabricante.

#### **3.4.2 Preparo da resina composta flow**

As resinas compostas flow foram inseridas utilizando a ponta dispensadora que acompanha o produto. Após sua inserção no interior do orifício uma tira de poliéster transparente e uma lâmina de vidro de 2 mm foram colocados sobre o material, a fim de comprimir o material limitando a espessura dos corpos-de-prova.

Os materiais foram fotoativados pelo tempo indicado pelo fabricante (20 segundos) com o aparelho Optilight LD MAX (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) de 600mW/cm<sup>2</sup>, com comprimento de onda entre 440- 460nm. Para isso, a ponta do aparelho era colocada encostada sobre a lâmina de vidro de 2mm.

#### **3.4.3 Mensuração e polimento dos corpos-de-prova**

Após o período de presa específico para cada material, os corpos-de-prova foram removidos da matriz acrílica e tiveram suas espessuras mensuradas por um paquímetro digital (Figura 3). Os valores encontrados para as espessuras dos corpos-de-prova variam de 2,30 a 2,13 mm.

Para garantir a padronização da espessura em 2mm com uma tolerância crítica de  $\pm 0,01$ , todos espécimes foram polidos utilizando lixas d'água com granulação de 400, 600 e 1000, como realizado no estudo de Dukic *et al.* (2012a).



**Figura 3-** Mensuração dos corpos-de-prova utilizando o paquímetro digital.  
Fonte: Autor da pesquisa

Até que fosse realizado o procedimento radiográfico, os corpos-de-prova de CIV e CIVRM foram isolados com vaselina sólida e acondicionados a seco em frascos individualmente identificados, enquanto que os corpos-de-prova da RCF foram mantidos em frascos individualmente identificados contendo água destilada.

### 3.5 SECÇÃO DOS DENTES

Após submissão e aprovação do projeto pelo Comissão Nacional de Ética em Pesquisa da UEPB, estando de acordo com resolução 196/96, foram utilizados um pré- molar e um terceiro molar humano hígidos, extraídos de um mesmo paciente por indicação ortodôntica, obtidos em consultório particular. O paciente ao ceder seus dentes para o estudo *in vitro* foi informado e esclarecido a respeito dos objetivos da pesquisa, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice C).

Os dentes foram seccionados seguindo a metodologia proposta por Ergucu *et al.* (2010) no Laboratório de Técnicas Morfológicas Maria Selma Feitosa Ventura, do Departamento de Morfologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Paraíba (UFPB).

Esses dentes tiveram suas raízes incluídas na resina acrílica, próxima à junção cimento-esmalte (Figura 4).

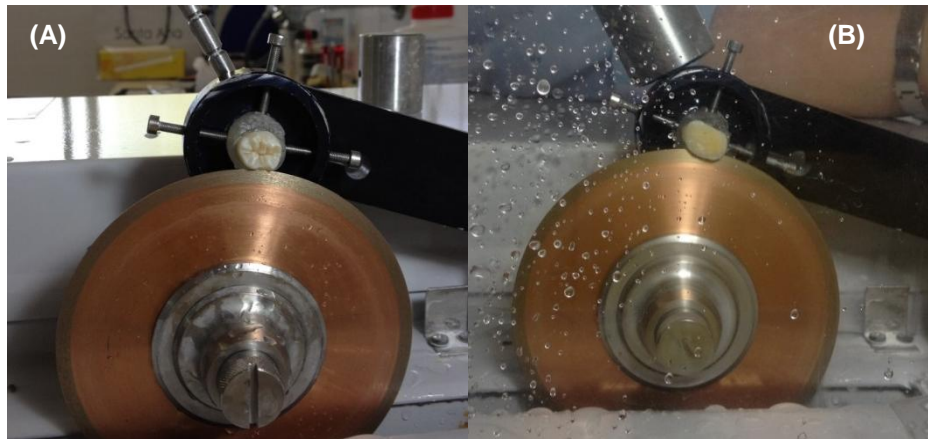


**Figura 4-** Dentes incluídos na resina acrílica.  
Fonte: Autor da pesquisa

O bloco de cada dente foi adaptado a uma cortadeira automática (Labcut 1010), que inicialmente eliminava a superfície oclusal do dente, depois a máquina era graduada para fazer cortes com espessura precisa no sentido transversal (Figura 5 e 6).

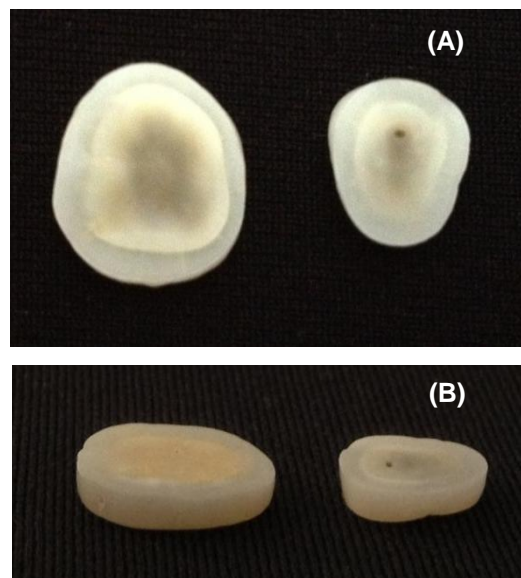


**Figura 5-** Bloco de dente adaptado a dispositivo da cortadeira automática (A) cortadeira automática Labcut 1010 (B). Fonte: Autor da pesquisa



**Figura 6-** Eliminação da superfície oclusal do terceiro molar (A) corte transversal com 2 mm de espessura (B). Fonte: Autor da pesquisa.

De cada coroa foram seccionados apenas um fragmento, no sentido transversal, com espessura de 2 mm. Desta maneira, os espécimes resultantes foram compostos por esmalte ao redor e dentina no centro (Figura 7).



**Figura 7-** Vista superior dos espécimes (A) vista lateral(B). Fonte: Autor da pesquisa

Para ajuste da espessura em  $2\text{ mm} \pm 0,01$ , os espécimes foram polidos, como realizado no estudo de Dukic *et al.* (2012a), sob água corrente com lixas d'água com granulação de 600 até obter a espessura desejada, conferida através de um paquímetro digital.

Os espécimes foram armazenados em água de torneira até o procedimento radiográfico ser conduzido.

### 3.6 PENETRÔMETRO DE ALUMÍNIO

Foi utilizado, como padrão interno das radiografias, um penetrômetro de alumínio com 98% de pureza, em forma de escada, com 8 degraus, onde cada degrau apresentava 2mm, sendo assim, o primeiro tinha 2 mm e o último 16mm (Figura 8).



**Figura 8-** Penetrômetro de Alumínio vista superior (A) vista lateral (B).  
Fonte: Autor da pesquisa

### 3.7 SISTEMAS DE OBTENÇÃO DE IMAGENS

Para a obtenção da imagem digitalizada, inicialmente foram utilizados filmes periapicais Insight® (Kodak, Rochester, New York, EUA) de sensibilidade E/F e o aparelho convencional de raios X periapical Timex 70E (Gnatus, Ribeirão Preto,-SP, Brasil), com 70kvp e 7mA (Figura 9). As radiografias obtidas, por esse aparelho, foram processadas manualmente, 2 horas após sua exposição, utilizando revelador e fixador, pronto para uso, da Kodak (Rochester, New York, EUA). Sendo assim, foi empregado o método tempo/temperatura, sob uma temperatura de 27°C, que iniciou com 5 minutos de revelação, seguido de lavagem intermediária de 1 minuto, 5 minutos de fixação e uma lavagem final de 5 minutos.

Em seguida, os filmes radiográficos foram digitalizados utilizando uma câmera digital de CCD (Canon PowerShot A2300 16 MP), com resolução de 300 dpi e profundidade de 8 bit.

A digitalização foi realizada em ambiente escuro, com o filme radiográfico posicionado em um negatoscópio, sendo que as áreas que não foram cobertas pelo filme foram envoltas por máscaras pré-fabricadas. Com a finalidade de obter uma padronização da distância entre da câmera e a película foi utilizado um dispositivo padronizador.





**Figura 9-** Aparelho convencional de raios X periapical Timex 70E. Fonte: Autor da pesquisa

As imagens digitais semi-diretas foram obtidas utilizando o mesmo aparelho convencional de raios X periapical Timex 70E (Gnatus, Ribeirão Preto,-SP, Brasil), com 70kvp e 7mA, utilizando a placa de armazenamento de fósforo que eram lidas pelo Digora Optime® (Soeredex, Helsink- Finlândia) logo após a exposição (Figura 10).



**Figura 10-** Sistema Digora Optime® (Soeredex/Helsink). Fonte: Autor da pesquisa



### 3.8 ESTUDO PILOTO

Antes da realização do procedimento radiográfico propriamente dito foi realizado um estudo-piloto com a finalidade de avaliar a técnica de confecção dos corpos-de-prova, funcionamento dos aparelhos radiográficos, os tempos de exposição e distância foco-filme a serem utilizados, bem como a dinâmica da coleta dos dados.

Para tal, foram confeccionados 2 corpos-de-prova de cada marca de material selecionado, que foram radiografados utilizando diferentes combinações de tempo de exposição/ distância foco-filme para ambos os métodos de obtenção de imagem.

Foram selecionadas, de forma subjetiva por dois radiologistas, quatro combinações de tempo de exposição/distância foco-filme para realizar os procedimentos radiográficos: 0,12s/20cm, 0,12s/40cm, 0,25s/20cm e 0,25s/40cm.

Por meio do estudo piloto conseguimos minimizar as possíveis dificuldades que poderiam ser encontradas durante a realização da pesquisa.

### 3.9 PROCEDIMENTOS RADIOGRÁFICOS

Para facilitar a execução das radiografias, os corpos-de-prova das seis marcas foram separados em dois grupos, como é mostrado no Quadro 1.

**Quadro 1-** Grupos de materiais dentários.

Grupos	Materiais dentários
G1	Ketac™ Molar Easymix / GC Fuji Lining™ LC / Filtek <sup>MR</sup> Z350 XT Flow
G2	Vidrion F/ Vitrebond™ / Tretic® N-Flow

Como para cada marca foram feitos 10 corpos-de-prova, cada grupo possuíam 10 conjuntos cada um com 3 corpos-de-prova diferentes. Por sua vez, todos os 10 conjuntos que formavam um grupo foram radiografados pelo sistema digital semi-direto e indireto em quatro situações diferentes.

Foram analisados dois tempos de exposição (0,12s ou 0,25s) e duas distâncias foco-filme (20 cm ou 40 cm), para ambos os sistemas de obtenção de imagem. Para cada situação, ou seja, para cada combinação de tempo de

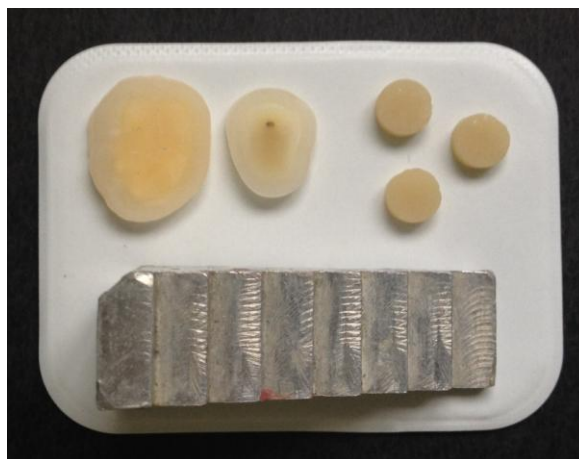
exposição/distância foco-filme foram atribuídos letras de A a D, como mostra o Quadro 2.

**Quadro 2** - Associação de distância foco-filme e tempo de exposição.

Letras	Tempo de Exposição	Distância foco-filme
A	0,12s	20 cm
B	0,12s	40 cm
C	0,25s	20 cm
D	0,25s	40 cm

Desta forma, para cada grupo foram obtidas 40 imagens pelo sistema digital indireto e 40 imagens pelo sistema digital direto, fornecendo um total de 160 imagens a serem analisadas pelo estudo.

Para cada irradiação foram posicionados sobre o filme periapical ou sobre a placa de armazenamento de fósforo as seguintes estruturas: uma secção do terceiro molar, uma secção do pré-molar, os corpos-de-prova de marcas diferentes correspondente a cada grupo e o penetrômetro de alumínio (Figura 11).



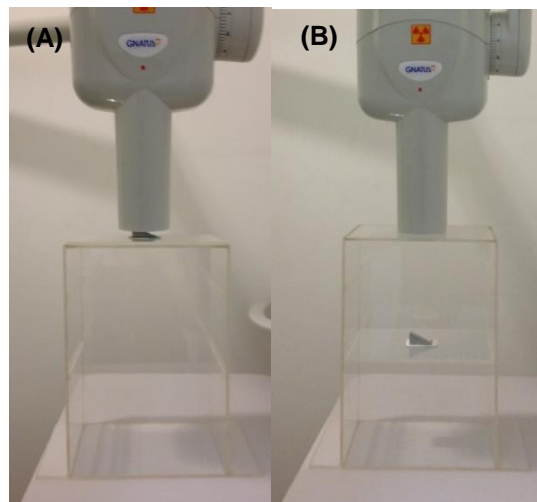
**Figura 11-** Posicionamento das seções dentárias, dos corpos-de-prova e do penetrômetro sobre um filme periapical.  
Fonte: Autor da pesquisa

Cada conjunto deste foi posicionado sobre uma plataforma de acrílico (Figura 12), criada para padronizar o posicionamento das estruturas a serem radiografadas

e a distância foco-filme, em cada situação analisada. Este dispositivo mantém o cabeçote e o cone da máquina de raios X na mesma posição, fazendo com que o raio central desta fosse dirigido para um ângulo de  $90^\circ$  em relação ao filme ou placa de armazenamento de fósforo (Figura 13).



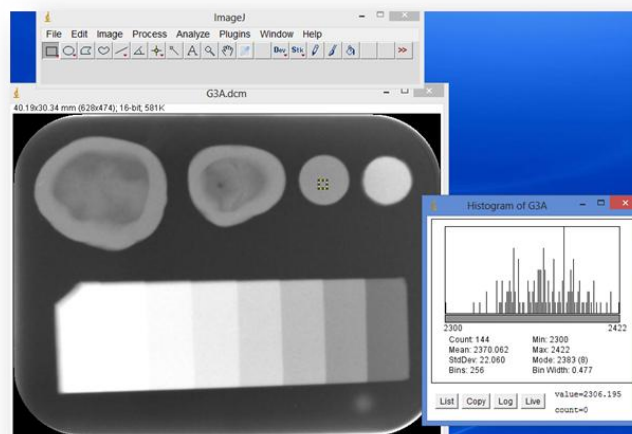
**Figura 12-** Plataforma de acrílico.  
Fonte: Autor da pesquisa



**Figura 13-** Diferentes distâncias foco-filme: 20 cm (A) 40 cm (B). Fonte: Autor da pesquisa

### 3.10 ANÁLISE DAS IMAGENS

Todas as imagens radiográficas (digitais e digitalizadas) foram exportadas para o programa Image J ( Imaging Processing and Analysis in Java, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA) no formato TIFF (Tagged Image File Format), onde tiveram a radiopacidade dos materiais bem como a radiopacidade das secções dentárias (esmalte e dentina) e de cada degrau do penetrômetro mensurada. A radiopacidade, em pixel, foi determinada utilizando a função analyse histogram do programa que mensurava o valor médio de cinza (VMC) para cada estrutura, em uma determinada área de interesse. O VMC foi representado dentro de uma escala que varia entre 0 (preto) a 255 (branco). Em seguida, três medidas foram realizadas, em posições diferentes, e as médias dos VMC das amostras foram calculadas.



**Figura 14-** Imagem digital direta sendo analisada pelo programa Image J. Fonte: Autor da pesquisa.

### 3.11 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

A análise estatística dos dados obtidos foi realizada através de percentuais e das medidas estatísticas: média, mediana, desvio padrão. Aplicando os testes de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, verificou-se que os dados não seguiram a distribuição normal ( $p < 0,05$ ). Sendo assim, foram utilizados os testes não-paramétricos de Wilcoxon e Mann Whitney para verificar a associação entre variáveis categóricas, e o teste de T de Student para comparação de médias de duas amostras independentes. O programa utilizado para digitação dos dados e

obtenção dos cálculos estatísticos foi o SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) na versão 17. Sendo estabelecido o nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ) para todos os testes estatísticos empregados.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

---

# **ARTIGO 1**

**Periódico: Dentomaxillofacial Radiology**

**ISSN 1476-542X / Qualis Odontologia A1**

Artigo formatado segundo as normas de publicação do periódico (ANEXO A).

#### 4.1 Artigo 1: Dentomaxillofacial Radiology

**Título:** Análise comparativa de sistemas digitais na radiopacidade de materiais dentários

VMF Abílio\*<sup>1</sup>, DP de Melo<sup>2</sup>, DN Diniz<sup>3</sup>, MHCV Catão<sup>2</sup> e PM Bento<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Mestranda em Odontologia pela Universidade Federal da Paraíba/UEPB, Campina Grande- Paraíba- Brasil;

<sup>2</sup> Professor do Programa de Pós- Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba/UEPB, Campina Grande- Paraíba- Brasil; <sup>3</sup> Professor da Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba/UEPB, Campina Grande- Paraíba- Brasil

**Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi comparar o sistema digital semi-direto utilizando o Digora Optime® com o sistema digital indireto que utiliza câmera digital de CCD, frente à radiopacidade dos materiais dentários indicados para base ou forramento.

**Métodos:** Foram confeccionados 10 corpos-de prova (4 X 2 mm) para cada marca de material dentário utilizada (Ketac™ Molar Easymix, Vidrion F, GC Fugli Lining, Vitrebond™, Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow e Tetric N Flow). Os corpos-de-prova foram radiografados junto a uma escala de alumínio e secções transversais em um dente pré-molar e um dente molar com 2mm, por ambos os sistemas digitais em quatro combinações de tempo de exposição/distância foco-filme diferentes (0,12s/20cm; 0,12s/40cm; 0,25s/20cm e 0,25s/40cm). O valor médio de cinza das estruturas radiografadas foi mensurado utilizando o programa Image J. Os dados foram analisados por meio da estatística descritiva e através dos testes não- paramétricos de Wilcoxon, Mann Whitney e T de Student.

**Resultados:** Apenas o Vidrion F apresentou radiopacidade inferior a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro, sendo esta diferença significativa ( $p < 0,05$ ), para todas as situações utilizando o sistema digital semi-direto e para as situações A (0,12s/20cm) e C (0,25s/20cm) utilizando o sistema digital indireto. As médias de radiopacidade para todos os materiais estudados foram significativamente maiores ( $p < 0,05$ ) quando foi utilizado o sistema digital semi-direto (Digora Optime®).

**Conclusão:** Entre os seis materiais dentários analisados os resultados obtidos sugerem que a escolha do sistema radiográfico pode interferir na radiopacidade do material. Sendo assim, a utilização do sistema digital indireto para avaliar radiopacidade clinicamente de materiais dentários pode comprometer na qualidade diagnóstica.

**Palavras-chave:** radiografia dentária digital; radiografia dentária; materiais dentários; cimentos de ionômeros de vidro



## Introdução

A radiografia digital representa um método rápido de obtenção de imagem e de fácil avaliação<sup>1</sup>, como tal sistema pode proporcionar a mesma qualidade de diagnóstico da técnica que utiliza os filmes convencionais, sua adoção em clínicas odontológicas vem aumentando cada vez mais. Tecnicamente, os sistemas digitais podem ser divididos de três maneiras: 1) aquisição direta, 2) aquisição semi-direta e 3) aquisição indireta.<sup>2</sup>

No sistema de aquisição direta, que utiliza sensor sólido com tecnologia do tipo CCD (*Charged Coupled Device*) ou CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor- Active Pixel*), os dados são transferidos para o computador de forma imediata o que favorece a rápida visualização da imagem.<sup>2</sup> Já no sistema digital semi-direto é utilizado uma placa de armazenamento de fósforo que ao serem expostas pelos feixes de raios X armazena energia formando uma imagem latente. A energia absorvida dos fótons de raios X é emitida na forma de luz durante a digitalização com um fino feixe de laser hélio-neon colimado e capturando por scanner a laser.<sup>3</sup> Sendo assim, esta luz é transformada em um sinal elétrico que será posteriormente quantificado e convertido numa imagem digital.<sup>4</sup>

Pelo método de aquisição indireto, a imagem obtida através do método convencional é digitalizada por meio de câmera digital ou câmera de vídeo, *scanners* de laser de alta definição adaptados para transparência ou *scanner* de mesa.<sup>5</sup> Embora este sistema digital não ofereça todas as vantagens dos demais sistemas digitais, uma vez que perpetua algumas limitações oriundas do sistema convencional<sup>6</sup> o fato de oferecer um melhor armazenamento das imagens e possibilitar a utilização de programas de manipulação de imagem como o Emago, Image J e Photoshop, faz com que este tipo de sistema represente uma alternativa viável ao uso da radiografia convencional.<sup>2</sup>

Um importante recurso comum a todos os sistemas digitais é a capacidade de medir o grau de densidade dos materiais odontológicos, ou seja, de determinar sua radiopacidade por meio da atribuição de um valor numérico a cada nuance de cinza.<sup>7</sup>

A radiopacidade dos materiais dentários tem sido estabelecida como um requisito importante, principalmente para materiais com indicação para base ou forramento de cavidade profunda. Esta propriedade permite um bom contraste entre o material e as estruturas circundantes o que facilita o diagnóstico radiográfico<sup>5,8,9</sup> de cárie secundária ou de defeitos na restauração<sup>10,11</sup>, que ocorrem exatamente sob materiais colocados em contato direto com a estrutura do dente.<sup>12</sup>

Considerando que são poucos os estudos que comparam diferentes sistemas de obtenção de imagem em relação à radiopacidade de materiais odontológicos, o presente estudo se propõe a comparar dois sistemas digitais, um semi-indireto e outro indireto, frente à radiopacidade de três tipos de materiais dentários utilizados para base e forramento de cavidades profundas.

### **Materiais e método**

Foram testadas neste estudo seis diferentes marcas comerciais de materiais dentários, com indicação para serem utilizados como base ou forramento em cavidades profundas, como listadas na Tabela 1. Para uma melhor padronização, todos os materiais foram utilizados na cor A3.

**Tabela 1** Marca, tipo de material, fabricante e composição dos materiais utilizados.

<b>Marca</b>	<b>Tipo de material</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Composição</b>
<b>Ketac™ Easymix</b>	<b>Molar</b>	CIV*	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil
<b>Vidrion F</b>		CIV*	SS White, Rio de Janeiro- RJ, Brasil
<b>GC Fuji Lining™ LC</b>		CIVRM**	GC America
<b>Vitrebond™</b>		CIVRM**	3M®,ESPE, Sumaré-SP, Brasil
<b>Filtek™ Flow</b>	<b>Z350 XT</b>	RCF***	3M®,ESPE, Sumaré-SP, Brasil
<b>Tretic® N-Flow</b>		RCF***	Ivoclar Vivadent

Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

\*Cimento de ionômero convencional \*\* Cimento de ionômero resinoso modificado \*\*\*Resina Composta Flow

Uma matriz de acrílico (15 cm x 7,5 cm x 2mm), contento orifícios padronizados mesurando 2 mm de profundidade e 4 mm de diâmetro, foi utilizada para confeccionar 10 corpos-de-prova de cada material.

Esta matriz de acrílico foi colocada sobre uma placa de vidro de 20 mm de espessura, previamente forrada por uma lâmina plástica, e fixada com fita adesiva. Todos os orifícios foram isolados com vaselina sólida, antes da inserção dos materiais.

Cada marca comercial de CIV e CIVRM foram manipuladas de acordo com os respectivos fabricantes. Com a finalidade de minimizar a formação de bolhas, o material foi inserido em uma ponta dispensadora para seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) e colocado no interior dos orifícios da matriz acrílica. Já as resinas compostas Flow foram inseridas utilizando a ponta dispensadora que acompanha o produto.

Após a inserção do material no interior do orifício, uma tira de poliéster transparente e uma lâmina de vidro de 2 mm foram colocados sobre o material, a fim de comprimi-lo limitando a espessura dos corpos-de-prova.

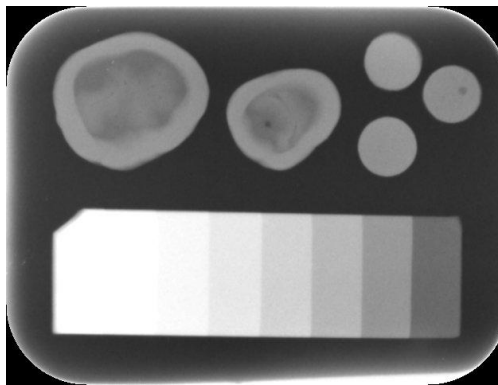
Os corpos-de-prova dos CIVRMs e RCFs foram fotopolimerizados, um a um, pelo tempo preconizado pelos respectivos fabricantes utilizando o aparelho Optilight LD MAX (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) de 600mW/cm<sup>2</sup>, com comprimento de onda entre 440-460nm. Para os corpos-de-prova dos CIVs, foram esperado o tempo de presa total recomendado pelo fabricante.

Após o período de presa, os corpos-de-prova foram removidos da matriz acrílica, polidos utilizando lixas d'água com granulação de 400, 600 e 1000, como realizado no estudo de Dukic *et al.*<sup>13</sup> e mensuradas por um paquímetro digital para garantir a padronização da espessura em 2mm, com uma tolerância crítica de  $\pm 0,01$ . Os corpos-de-prova de CIV e CIVRM foram isolados com vaselina sólida e acondicionados em frascos individualmente identificados, enquanto que os corpos-de-prova da RCF foram armazenados em frascos individualizados contendo água destilada até que fossem realizadas as imagens radiográficas.

A pesquisa propriamente dita só foi iniciada após a aprovação pelo CONEP (Comissão Nacional de Ética em Pesquisa) da UEPB, estando de acordo com a resolução 196/96 do Ministério da Saúde. Foram utilizados um pré- molar e um terceiro molar humano hígido, extraídos por indicação ortodôntica. Os dentes foram seccionados utilizando a cortadeira automática Labcut 1010, seguindo a metodologia proposta por Ergucu *et al.*<sup>14</sup>. De cada coroa foram seccionados apenas um fragmento, no sentido transversal, com espessura de 2 mm. Para ajuste da espessura em  $2 \text{ mm} \pm 0,01$ , os espécimes foram polidos sob água corrente com lixas d'água com granulação de 600 até obter a espessura desejada, conferida através de um paquímetro digital. Os espécimes foram armazenados em água destilada até a obtenção das imagens radiográficas. Foi utilizado para controle um penetrômetro de alumínio com 98% de pureza, com espessura de 2 a 16 mm, em degraus uniformes de 2mm cada.

Para realizar as radiografias os corpos-de-prova das seis marcas foram separados em dois grupos: G1- Ketac<sup>TM</sup> Molar Easymix / GC Fuji Lining<sup>TM</sup> LC / Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow e G2- Vidrion F/ Vitrebond<sup>TM</sup> / Tretic® N-Flow.

Para cada radiografia foram posicionados sobre o filme periapical ou sobre a placa de armazenamento de fósforo as seguintes estruturas: uma secção do terceiro molar, uma secção do pré-molar, os corpos-de-prova correspondente a cada grupo e o penetrômetro de alumínio (Figura 1). Para padronizar o posicionamento das estruturas a serem radiografadas e a distância foco-filme, em cada situação analisada, um suporte de acrílico foi utilizado. Este dispositivo mantinha o cabeçote do aparelho de raio-X na mesma posição, fazendo com que o raio X central fizesse um ângulo de 90° em relação ao filme ou placa de armazenamento de fósforo.



**Figura 1** Imagem feita com o sistema digital semi-direto (Digora Optime ®).Fonte: Autor da pesquisa.

Como para cada marca foram feitos 10 corpos-de-prova, cada grupo possuíam 10 conjuntos cada um com 3 corpos-de-prova, que por sua vez foram radiografados pelo sistema digital semi-direto e indireto, concomitantemente, utilizando quatro combinações diferentes de tempo de exposição/distância foco-filme, resultando em 160 radiografias. As combinações utilizadas foram determinadas de forma subjetiva por dois radiologistas, sendo estas: (A) 0,12 segundos e 20cm , (B) 0,12 segundos e 40cm, (C) 0,25 segundos e 20cm, e (D) 0,25segundos e 40cm .

Para a obtenção da imagem digitalizada, inicialmente foram utilizados filmes periapicais Insight® (Kodak, Rochester, New York, EUA) de sensibilidade E/F e o aparelho convencional de raios X periapical Timex 70E (Gnatus, Ribeirão Preto,-SP, Brasil), com 70kvp e 7mA. As radiografias obtidas, por esse aparelho, foram processadas, 2 horas após a exposição, utilizando revelador e fixador, pronto para uso, da Kodak (Rochester, New York, EUA), através do método tempo/temperatura (5 minutos de revelação, lavagem intermediária de 1 minuto, 5 minutos de fixação e lavagem final de 5 minutos). Posteriormente, os filmes

radiográficos foram digitalizados utilizando uma câmera digital de CCD (Canon PowerShot A2300 16 MP) com resolução de 300 dpi e profundidade de 8 bit. A digitalização foi realizada em ambiente escuro, com o filme radiográfico posicionado em um negatoscópio, sendo que as áreas que não foram cobertas pelo filme foram envoltas por máscaras pré-fabricadas. Com a finalidade de obter uma padronização da distância entre da câmera e a película foi utilizado um dispositivo padronizador.

As imagens digitais diretas foram obtidas utilizando o mesmo aparelho de raio X, com 70kvp e 7mA, utilizando a placa de armazenamento de fósforo. Sendo que, o sistema digital semi-direto empregado foi o Digora Optime® (Soeredex, Helsink- Finlândia).

Todas as imagens radiográficas (digitais e digitalizadas) foram exportadas para o programa Image J (*Imaging Processing and Analysis in Java*, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA) no formato TIFF em 8 bits, onde foram mensuradas a radiopacidade dos materiais, bem como das secções dentárias (esmalte e dentina) e de cada degrau do penetrômetro. A radiopacidade, em pixel, foi determinada utilizando a função *analyse histogram* do programa que mensurava o valor médio de cinza (VMC) para cada estrutura, em uma determinada área de interesse. O VMC foi representado dentro de uma escala que varia entre 0 (preto) a 255 (branco), utilizando uma profundidade de 8 bit. Em seguida, três medidas foram realizadas, em posições diferentes, e as médias dos VMC das amostras foram calculadas.

A análise estatística dos dados obtidos foi realizada através de percentuais e das medidas estatísticas: média, mediana, desvio padrão. Aplicando os testes de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, verificou-se que os dados não seguiram a distribuição normal ( $p < 0,05$ ). Sendo assim, foram utilizados os testes não-paramétricos de Wilcoxon e Mann Whitney, para verificar a associação entre variáveis categóricas, e o teste de T de Student para comparação de médias de duas amostras independentes. O programa utilizado para digitação dos dados e obtenção dos cálculos estatísticos foi o SPSS (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL, USA) na versão 17. Sendo estabelecido o nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ) para todos os testes estatísticos empregados.

## **Resultados**

As médias da radiopacidade, em pixels, dos materiais analisados, do esmalte e dentina do molar e pré-molar e dos degraus do penetrômetro, de acordo com cada sistema de raios X nas quatro situações analisadas (A, B, C e D), estão descritas na Tabela 2.

**Tabela 2** Médias da radiopacidade, em pixels, dos diferentes materiais estudados, das estruturas dentárias e de cada degrau do penetrômetro de acordo com os sistemas de raios X, nas quatro situações analisadas (A, B, C e D).

Sistemas Materiais	Digital Semi-direto				Digital Indireto			
	A	B	C	D	A	B	C	D
<b>Ketac™ Molar Easymix</b>	162,6	181,9	105,85	163,85	93,3	100,5	14,05	71,3
<b>Vidrion F</b>	113,9	117,25	51,1	116,3	56,65	95,35	4,4	59,15
<b>Vitrebond™</b>	170,6	184,05	109,6	163,55	77,3	107,65	14,05	88,85
<b>GC Fuji Lining™ LC</b>	155,6	176,15	110,25	147,35	89	100,95	17,75	75,95
<b>Filtek™ Z350 XT Flow</b>	150,25	168,4	116,45	151,1	97,05	107,15	13,9	51,75
<b>Tetric® N Flow</b>	203,55	216,95	170,3	199,4	95,55	116,2	14,45	82,05
<b>Esmalte molar</b>	149,32	170,14	97,4	152,34	88,44	105,38	13,6	71,08
<b>Dentina molar</b>	120,16	127,7	70,98	119,48	77,18	100,66	8,88	57,14
<b>Esmalte pré- molar</b>	151,2	171,6	98,32	154,88	86,46	107,28	13	70,46
<b>Dentina pré- molar</b>	119,66	127,12	70,52	125,02	76,76	101,72	7,92	58,9
<b>2mm</b>	121,02	131,7	73,2	124,08	72,8	102,78	28,24	54,76
<b>4mm</b>	160,06	179,1	108,9	163,68	91,3	110,96	16,8	79,36
<b>6mm</b>	190,7	212,6	147,1	194,04	104,56	115,6	32,9	94,1
<b>8mm</b>	215,88	234,7	181,9	219,38	113,1	117,82	49,56	104,32
<b>10mm</b>	237,32	249,98	210,26	237,96	119	119,7	63,66	112,16
<b>12mm</b>	250,98	255	228,66	251,66	122,76	119,1	74,8	118,44
<b>14mm</b>	255	255	243,38	255	124,78	120,56	85,04	123,32
<b>16mm</b>	255	255	251,78	234,48	128,76	120,5	90,66	123,8

Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

Por meio de uma análise descritiva dos dados, verificou-se que os materiais apresentaram médias de radiopacidade diferentes entre si, quando submetidos a uma mesma combinação de tempo de exposição/distância foco-filme e a um mesmo sistema digital.

Em relação ao sistema digital semi-direto, para todas as situações analisadas, o material que apresentou maior média de radiopacidade foi o Tetric® N-Flow, enquanto que a menor média de radiopacidade foi verificada no Vidrion F.

No sistema digital indireto, a maior média de radiopacidade apresentada pelos materiais foi dependente da situação analisada, sendo assim o Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow, Tetric® N-Flow, GC Fuji Lining<sup>TM</sup> LC e Vitrebond<sup>TM</sup> representaram os materiais que apresentaram maior média de radiopacidade, respectivamente para as situações A, B, C e D. O Vidrion F foi o material que apresentou menor média de radiopacidade para as situações A, B e C. Na situação D o Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow apresentou menor média de radiopacidade, sendo que em tal situação este material não apresentou diferença estatística significativa ( $p=0,968$ ) em relação ao Vidrion F, utilizando o teste de Wilcoxon.

Utilizando o teste de T de Student para comparar a secção do dente molar e a secção do dente pré-molar, dentro de uma mesma situação e empregando o mesmo sistema, não foi verificada diferença estatística significativa entre os esmaltes de ambos os dentes, bem como das dentinas ( $p>0,05$ ). Exceto para a situação C utilizando o sistema indireto, não se constatou diferença significativa ( $p>0,05$ ) entre a dentina, de ambas as secções, e o degrau de 2mm do penetrômetro em todas as situações empregando os dois sistemas digitais.

A comparação dos materiais com a dentina e o degrau de 2mm do penetrômetro pode ser analisada na Tabela 3.



**Tabela 3** Comparação dos materiais pesquisados em relação à dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro, utilizando o teste de Wilcoxon-Mann Whitney.

Materiais Utilizados	Semi-direto		Indireto	
	Dentina	2mm	Dentina	2mm
	P*	P*	P*	P*
<b>Ketac™ Molar Easymix</b>	0,000*	0,00*	0,001*	0,00*
<b>Vidrion F</b>	0,004*	0,00*	0,000*	0,05*
<b>Vitrebond™</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,002*
<b>CG Fuji Lining™ LC</b>	0,000*	0,00*	0,008*	0,00*
<b>Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,00*
<b>Tetric® N-Flow</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,00*
<b>A</b>				
<b>Ketac™ Molar Easymix</b>	0,000*	0,00*	0,908	0,71
<b>Vidrion F</b>	0,025*	0,00*	0,095	0,086
<b>Vitrebond™</b>	0,000*	0,00*	0,003*	0,00*
<b>CG Fuji Lining™ LC</b>	0,000*	0,00*	0,09	0,086
<b>Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow</b>	0,000*	0,00*	0,021*	0,00*
<b>Tetric® N-Flow</b>	0,000*	0,00*	0,001*	0,00*
<b>B</b>				
<b>Ketac™ Molar Easymix</b>	0,000*	0,00*	0,057	0,06
<b>Vidrion F</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,001*
<b>Vitrebond™</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,04*
<b>CG Fuji Lining™ LC</b>	0,000*	0,00*	0,006*	0,00*
<b>Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,014*
<b>Tetric® N-Flow</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,002*
<b>C</b>				
<b>Ketac™ Molar Easymix</b>	0,000*	0,00*	0,002*	0,00*
<b>Vidrion F</b>	0,002*	0,00*	0,089	1,00
<b>Vitrebond™</b>	0,000*	0,00*	0,001*	0,00*
<b>CG Fuji Lining™ LC</b>	0,000*	0,00*	0,002*	0,00*
<b>Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow</b>	0,000*	0,00*	0,097	1,00
<b>Tetric® N-Flow</b>	0,000*	0,00*	0,000*	0,028*
<b>D</b>				

Fonte: Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

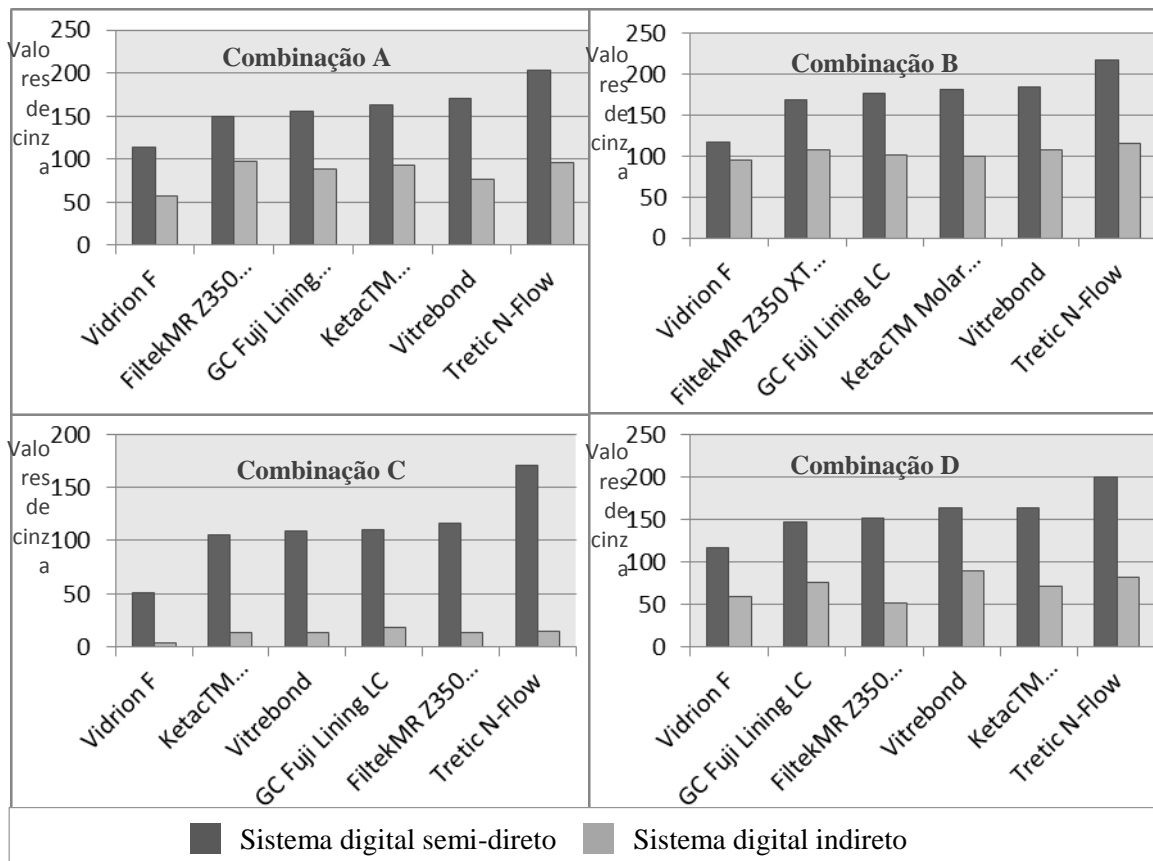
\*Houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ )

Para o sistema digital semi-direto, em todas as combinações, apenas o Vidrion F apresentou radiopacidade inferior a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro, sendo esta diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Já no sistema digital indireto verificou-se que o Vidrion F na combinação A e todos os materiais na combinação C, com exceção do Ketac™ Molar Easymix, apresentaram radiopacidade significativamente inferior ( $p < 0,05$ ) em relação à dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro.

Pelo teste de Wilcoxon-Mann Whitney na comparação das radiopacidades apresentadas pelos materiais em diferentes combinações de tempo de exposição/distância do foco-filme, comparando os sistemas digitais semi-direto e indireto, observou-se que as médias de radiopacidade para todos os materiais analisados foram maiores quando foi utilizado o sistema digital semi-direto Digora Optime®, sendo o valor da significância bicaudal significativa ( $p < 0,05$ ).

A Figura 2 mostram a comparação das médias da radiopacidade dos materiais analisados, obtidas em valores absolutos de pixels, entre o sistema digital semi-direto (Digora Optime®) e o sistema digital indireto.



**Figura 2** Comparação das médias da radiopacidade dos materiais analisados, em pixels, entre o sistema digital semi-direto (Digora Optime®) e o sistema digital indireto.

## Discussão

A radiopacidade dos materiais dentários tem sido determinada por escores de observação, por desintômetro óptico ou por análise de imagem digital.<sup>14</sup> Em nosso estudo optamos por usar apenas a análise de imagens digitais. Segundo Dukic *et al.*<sup>15</sup> a análise da imagem digital possui a mesma precisão da transmissão densitométrica, podendo ser equivalente a imagem convencional, mas com menos ruído, proporcionando valores numéricos precisos e confiáveis, além de radiodensidade comparável. Diferente da transmissão densitométrica pela qual obtemos a densidade óptica, que é uma medida logarítmica da relação de transmissão de luz incidente através do filme<sup>1</sup>, nos métodos digitais são utilizados softwares específicos para mensurar os *pixels* da imagem analisada, que podem diferenciar todos os tons de cinza em uma imagem digital, o que não é possível com olho humano em um filme não digitalizado.<sup>8</sup>

Os cimentos de ionômero de vidro convencionais e os cimentos de ionômero de vidro resinoso modificados, que apresentam a mesma composição do convencional acrescidos de componentes resinosos e fotoiniciadores, são muitas vezes utilizados como materiais de base ou forramento em restaurações do tipo sanduíche, servindo como material intermediário entre o dente e a restauração, oferecendo uma maior resistência a microinfiltração. Por outro lado, a radiopacidade desses materiais pode ser insuficiente e / ou não ser homogênea o que pode causar problemas para o diagnóstico radiográfico quando usado como incremento inicial.<sup>16</sup> Da mesma forma, as resinas compostas flow também são comumente indicadas para o seu uso sob restaurações de resina composta. Para proporcionar maior fluidez, estes materiais tiveram o teor de carga reduzido e a proporção de monômeros diluentes aumentado na sua composição<sup>17,18</sup>, o que segundo Baldea *et al.*<sup>19</sup> pode proporcionar uma baixa radiopacidade ao material.

Para estabelecer a padronização de radiopacidade de materiais odontológicos, a International Standards Organization (ISO) criou a norma ISO 9917<sup>20</sup> para os cimentos de ionômero de vidro e ISO 4049<sup>21</sup> para resinas compostas. De acordo com essas normas, se um fabricante garante que seu produto é radiopaco, esta radiopacidade deve ser no mínimo igual ou maior do que a radiopacidade apresentada pela mesma espessura de alumínio puro (Al). Sabe-se que o alumínio apresenta uma radiopacidade equivalente à radiopacidade da dentina, ou seja, a radiopacidade de 1 milímetro (mm) de alumínio equivale a radiopacidade de 1 mm de dentina. Em estudos que se propõe mensurar a radiopacidade de materiais a ISO

recomendam o uso de uma escala de alumínio, com ao menos 98% de pureza, que deve ser utilizada como padrão.

A radiopacidade normalmente é determinada em comparação com o esmalte, dentina e com uma escala de alumínio.<sup>1</sup> Por meio de nossos resultados foi demonstrado que a radiopacidade da dentina foi aproximadamente equivalente à do alumínio (Al) para todas as situações em ambos os sistemas, isto significa que em nosso estudo o penetrômetro cumpriu os requisitos preconizadas pela ISO para ser utilizado como padrão interno em estudos que analisam a radiopacidade dos materiais dentários.

Verificou-se que a radiopacidade apresentada por cada material foi diferente entre si dentro da mesma condição radiográfica, quando submetidos a um mesmo sistema. Notou-se, para todas as situações avaliadas, que o tipo de material (CIV, CIVRM ou RCF) não teve influência na radiopacidade apresentada pelos materiais, sugerindo que esta propriedade pode estar relacionada com a composição de cada material. Tal constatação está de acordo com os achados de Ergucu *et al.*<sup>14</sup>; Fonseca *et al.*<sup>22</sup>; Pires de Souza *et al.*<sup>23</sup>, que afirmam que a composição parece ser o fator mais importante que afeta a radiopacidade dos materiais odontológicos, complementando, Attar *et al.*<sup>17</sup> e Sabbagh *et al.*<sup>24</sup> afirmam que a radiopacidade das resinas compostas dependem do percentual e do tipo de preenchimento presentes na composição.

Segundo Fonseca *et al.*<sup>22</sup> a radiopacidade dos cimentos de ionômeros de vidro testados em seu estudo aumentam na medida que aumenta a presença de agentes de preenchimento radiopaco em sua composição. Já Sabbagh *et al.*<sup>24</sup> também encontraram uma correlação linear entre percentagem de carga e a densidade óptica dos materiais testados, utilizando o sistema digital Digora®. De forma semelhante, Furtos *et al.*<sup>5</sup> afirmaram haver correlação entre o conteúdo de carga e a radiopacidade dos 18 cimentos odontológicos analisados, constatando ainda que não há relação significativa entre os diferentes tons carga de preenchimento de um mesmo material e a sua radiopacidade.

Discordando dos autores supracitados, Braun *et al.*<sup>25</sup> avaliando a densidade óptica de resinas compostas, bem como a composição destes materiais em relação à sua densidade óptica, afirmaram que não houve correlação entre a densidade óptica das resinas testadas e seu percentual de elementos químicos por peso.

Conforme Mohn *et al.*<sup>9</sup> a adição de um agente radiopaco aos materiais restauradores é viável, já que ele promove um maior contraste do material em relação ao tecido circundante. Com a finalidade de fornecer essa propriedade ao material, elementos químicos que apresentam um elevado número atômico devem ser adicionados tais como o zinco, bário,

estrôncio, zircônio e lantânio, uma vez que resultam em materiais mais radiopacos.<sup>22</sup> Isso se deve ao fato de que a atenuação de raios X por um elemento é proporcional ao seu número atômico<sup>23</sup>, ou seja, elementos pesados, tais como bário e prata absorvem cerca de 10 vezes mais raios X por unidade de massa do que elementos leves, como carbono e oxigênio.<sup>26</sup>

Nos nossos achados, o Tetric N Flow apresentou as maiores médias de radiopacidade em todas as situações radiográficas utilizando o sistema digital semi-direto, sendo significativamente maior que a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro ( $p < 0,05$ ). Para o sistema digital indireto este material apresentou radiopacidade significativamente superior a dentina e ao degrau de 2mm para as situações A, B e D. Achados esses também encontrados por Ergucu *et al.*<sup>14</sup> e Dukic *et al.*<sup>15</sup> que afirmaram que a radiopacidade da Tetric N Flow pode ser atribuída as partículas de trifluoreto de itérbio (Yb, número atômico = 39) e de bário (Ba, número atômico = 56) em sua composição.

O Ketac<sup>TM</sup> Molar Easymix, Vitrebond<sup>TM</sup>, GC Fugli Lining<sup>TM</sup> LC e Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow apresentaram radiopacidade significativamente ( $p < 0,05$ ) superior a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro para o sistema digital semi-direto, em todas as situações. Para o sistema indireto, exceto na situação C, tais materiais apresentaram-se médias de radiopacidade similares ou superiores a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro. Vale ressaltar que na condição C, utilizando o sistema indireto, todos os materiais testados bem como as secções de esmalte e dentina apresentaram médias de radiopacidade abaixo do degrau de 2mm do penetrômetro e que essa diferença foi significativa ( $p < 0,05$ ). Foi considerado que tal situação não apresentou uma qualidade de imagem adequada para avaliar a radiopacidade dos materiais, uma vez que nesta situação não puderam ser visualizados todos os passos do penetrômetro.

Ergucu *et al.*<sup>14</sup> ao analisarem a radiopacidade da Filtek Supreme XT afirmaram que as partículas de sílica e zircônia estavam relacionada a radiopacidade apresentada pelo material, esta radiopacidade também foi observada no nosso estudo referente a Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow.

Por sua vez, o Vidrion F apresentou radiopacidade significativamente inferior ( $p < 0,05$ ) a dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro, em todas as situações radiográficas utilizando o sistemas semi-direto e para as situações A e C utilizando o sistema indireto.

Apesar deste material apresentar em sua composição sulfato de bário e óxido ferroso, que segundo Fonseca *et al.*<sup>12</sup>, Sabbagh *et al.*<sup>24</sup>, Tsuge<sup>27</sup> é considerado como um componente de preenchimento de elevado número atômico, foi o único material testado que apresentou valores de radiopacidade fora do padrão preconizado pela ISO para todas as situações

utilizando o sistema semi-direto e para a maioria das situações utilizando o sistema indireto. Tal situação pode sugerir que este componente não esteja presente em uma quantidade suficiente para conferir ao material a radiopacidade adequada.

Quando foi comparada uma mesma situação radiográfica utilizando métodos de obtenção de imagem diferentes, observou-se para todas as situações que o sistema digital semi-indireto mostrou médias de radiopacidade significativamente ( $P < 0,05$ ) superiores em relação ao sistema digital indireto. Desta forma, os resultados mostraram que a escolha do sistema de imagem pode interferir na radiopacidade do material.

Corroborando nossos achados, Graziottin *et al.*<sup>28</sup> comparando a densidade óptica de resinas compostas utilizando dois sistemas radiográficos, mostraram que o Digora® apresentou maiores valores de radiopacidade quando comparado aos valores obtidos pelas as imagens digitalizadas. Afirmando ainda que tal diferença pode estar relacionada à forma da aquisição da imagem por meio dos receptores digitais. Similar constatação foi descrita por Grassl *et al.*<sup>29</sup> que comparando a qualidade de imagem obtida pelo do sistema digital CCD (*charged-coupled device*) com a imagem digitalizada utilizando *scanner* de mesa e os filmes radiográficos, obtiveram que as imagens digitalizadas com *scanner* de mesa apresentaram pior qualidade em relação aos outros sistemas, que apresentaram qualidade equivalente. Ressaltando ainda, que quando se faz uso de radiografias digitalizadas com o *scanner* de mesa CCD, deve-se esperar a perda de informações em regiões escuras, como nas áreas de cárie.

Para Sabbagh *et al.*<sup>24</sup> a radiopacidade verificada utilizando filmes radiográficos ultra rápido com sensibilidade D diferem em relação a radiopacidade obtida com o Digora® em 10%, já Baksi *et al.*<sup>10</sup> revelam que o método utilizando o desintômetro foi mais eficiente do que o método de análise digital para diferenciar os cimentos analisados do esmalte e dentina. De acordo com tais estudos, a imagem convencional apresenta uma qualidade igual ou superior aos sistemas digitais, sendo assim, uma pior qualidade observada no presente estudo pelas imagens digitalizadas estaria mais relacionada às características do aparelho utilizado para fazer a digitalização, do que a propagação de uma imagem de baixa qualidade obtida pelo sistema convencional.

A melhor qualidade de imagem do sistema digital semi-dirteo, o que se traduziu em uma melhor detecção de radiopacidade dos materiais, está relacionada segundo Boscolo *et al.*<sup>30</sup> a boa detecção do baixo contraste apresentada pela placa de fósforo do Digora Optime®, que se mostra eficiente em detectar os fótons de raios X.

Verificou-se também que, considerando uma mesma situação de tempo de exposição e distância foco-filme, a sequência de radiopacidade dos materiais variou com a mudança de

sistema radiográfico. Sugerindo mais uma vez, que esta variação está relacionada à composição dos materiais.

Para Rasimick *et al.*<sup>31</sup> os materiais contendo bismuto em sua composição tendem a aparecer mais no sistema convencional, enquanto que os materiais que contêm bário tendem a ser mais radiopacos nos sistemas digitais. Apesar desta suposição tais autores ressaltam que não foi possível fazer uma maior relação entre a composição do material e sua radiopacidade apresentada por cada sistema utilizado devido ao pequeno tamanho da amostra do seu trabalho.

Hitij *et al.*<sup>16</sup> e Dukic *et al.*<sup>13</sup> relataram que é difícil fazer uma relação entre a composição química de um material e a sua radiopacidade, uma vez que os fabricantes não fornecem dados detalhados a respeito da constituição dos seus produtos. Sendo assim, por mais que o Vidrion F e o Tetric N Flow, que apresentam bário em sua composição, mostrarem valores de radiopacidade maiores para o sistema digital semi-direto, a falta de informação a respeito da composição detalhada de alguns materiais utilizados neste estudo, como foi constatado para o Ketac<sup>TM</sup> Molar Easymix (3M), Vitrebond<sup>TM</sup> (3M) e GC Fuji Lining<sup>TM</sup> LC (GC America), também nos impede de fazer qualquer julgamento em relação à associação entre um componente e a radiopacidade apresentada por dado sistema radiográfico.

Podemos concluir que o sistema digital semi-direto Digora Optime® mostrou-se mais fidedigno frente ao sistema digital indireto no que se refere à radiopacidade dos materiais dentários, quando comparados à dentina e a escala de 2mm do penetrômetro.

## Referências

1. Salzedas LM, Louzada MJ, De Oliveira Filho AB. Radiopacity of restorative materials using digital images. *J Appl Oral Sci* 2006; 14 (2):147-152.
2. Haiter Neto F, Melo DP. Radiografia Digital. *Revista da ABRO* 2009; 11 (1): 5-17.
3. Pontual AA, de Melo DP, de Almeida SM, Bóscolo FN, Haiter Neto F. Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries. *Dentomaxillofac radiol* 2009; 39 (7):431-436.

4. Wicht S, Pfeiffer P, Rother U, Nergiz I, Schmage P. Gray value differences to dentin of root posts radiographed with digital intraoral systems and conventional X-ray films. *Oper Dent* 2011; 36 (1):27-35.
5. Furtos G, Baldea B, Silaghi-Dumitrescu L, Moldovan M, Prejmerean C, Nica L. Influence of inorganic filler content on the radiopacity of dental resin cements. *Dent Mater J* 2012; 31 (2):266-272.
6. Akcay I, Ilhan B, Dundar N.  
Comparison of conventional and digital radiography systems with regard to radiopacity of root canal filling materials. *Int Endod J* 2012; 45 (8):730-736.
7. Bissoli CF, Santosa LRA, Takeshita WM, Castilho JCM, Medici Filho E, Moraes MEL. Cimentos forradores à base de hidróxido de cálcio: Estudo da densidade óptica com um sistema digital. *Rev. odonto ciênc* 2008; 23 (1):63-66.
8. Borges AH, Pedro FLM, Semanoff-Segundo A, Miranda CES, Pécora JD, Cruz Filho AM. Radiopacity evaluation of Portland and MTA- based cements by digital radiographic system. *J Appl Oral Sci* 2011; 19 (3):228-232.
9. Mohn D, Zehnder M, Imfeld T, Stark WJ. Radio-opaque nanosized bioactive glass for potential root canal application: evaluation of radiopacity, bioactivity and alkaline capacity. *Int Endod J* 2010; 43 (3): 210- 217.
10. Baksi BG, Ermis RB. Comparison of conventional and digital radiography for radiometric differentiation of dental cements. *Quintessence Int.* 2007; 38 (9):532-536.
11. Medici Filho E, Castilho JCM, Santos LRA, Takeshita WM, Moraes LC. Avaliação da densidade óptica de cimentos ionoméricos por meio de radiografia digital. *Rev. Odontol, São Bernardo do Campo* 2004; 12 (24):53-59.



12. Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ *et al.* Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clin. Oral. Invest* 2006; 10 (2):114-118.
13. Dukic W, Delija B, Derossi D, Dadic I. Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater J* 2012; 31 (1):47-53.
14. Ergücü Z, Türkün LS, Onem E, Güneri P. Comparative radiopacity of six flowable resin composites. *Oper Dent* 2010; 35 (4):436-440.
15. Dukic W, Delija B, Lešić S, Dubravica I, Derossi D. Radiopacity of flowable composite by a digital technique. *Oper Dent* 2013; 38 (3):299-308.
16. Hitij T, Fildler A. Radiopacity of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 2012; 17 (4):1167-1177.
17. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* 2003; 69 (8):516-521.
18. Imperiano MT, Khoury HJ, Pontual MLA, Montes MAJR, Silveira MMF. Comparative radiopacity of four low-viscosity composites. *Braz J Oral Sci* 2007; 6 (20): 1278 – 1282.
19. Baldea B, Furtos G, Bratu D, Prejmerean C, Moldovan M, Silaghi-Dumitrescu L. Radiopacity of flowable resin composite. *OHDMBSC* 2007 8 (4):38- 43.
20. ISO 9917. Dentistry - Water-based cements. International Standards Organization.; 2007 e 2010
21. ISO 4049. Dentistry -- Polymer-based restorative materials. International Standards Organization.; 2009.

22. Fonseca RB, Branco CA, Quagliatto PS, Gonçalves LS, Soares CJ, Carlo HL *et al.* Influence of powder/liquid ratio on the radiodensity and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci* 2010 18 (6):577-584.
23. Pires de Souza FC, Pardini LC, Cruvinel DR, Hamida HM, Garcia LF. In vitro comparison of the radiopacity of cavity lining materials with human dental structures *Journal of conservative dentistry* 2010; 13(2):65-70.
24. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Oper Dent* 2004; 29 (6):677-84.
25. Braun AP, Grassi Soares C, Glüer Carracho H, Pereira da Costa N, Bauer Veeck E. Optical density and chemical composition of microfilled and microhybrid composite resins. *J Appl Oral Sci* 2008; 16 (2):132-136.
26. Rasimick BJ, Gu S, Deutsch AS, Musikant BL. Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. *J Prosthodont* 2007a; 16 (5):357-364.
27. Tsuge, T. Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *J Oral Sci* 2009; 51 (2):223-30.
28. Graziottin LF, da Costa NP, da Silveira ID, Veeck EB. Measurement of the optical density of packable composites: comparison between direct and indirect digital systems. *Pesqui Odontol Bras* 2002; 16 (4):299–307.
29. Grassl U, Schulze RK. 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* 2007; 103 (5):694-701.
30. Bóscolo FN, Oliveira AE, Almeida SM, Haiter CF, Haiter Neto F. Clinical study of the sensitivity and dynamic range of three digital systems, e-speed film e digitized film. *Braz Dent J* 2001; 12 (3):191-195.

31. Rasimick BJ, Shah RP, Musikant BL, Deutsch AS. Radiopacity of endodontic materials on film and a digital sensor. *J Endod* 2007b; 33 (9):1098-1101.

# **ARTIGO 2**

**Periódico: Operative Dentistry**

**ISSN 0361-7734 / Qualis Odontologia A1**

Artigo formatado segundo as normas de publicação do periódico (ANEXO B).

## 4.2 Artigo 2: Operative Dentistry

### Título: **Influência do tempo de exposição e distância foco-filme na radiopacidade de materiais dentários**

VMF Abílio\*<sup>1</sup>, MAO Sales<sup>2</sup>, DP Melo<sup>3</sup>, PM Bento<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Mestranda em Odontologia pela Universidade Federal da Paraíba/ UEPB, Campina Grande- Paraíba- Brasil*

<sup>2</sup> *Professor da Graduação da Universidade Federal da Paraíba/UEPB;* <sup>3</sup> *Professor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba/ UEPB, Campina Grande- Paraíba- Brasil*

### **Resumo**

O objetivo do presente trabalho foi verificar a influência da variação de tempo de exposição e da distância foco-filme no grau de radiopacidade apresentada pelos materiais dentários utilizando um sistema digital semi-direto (Digora Optime®) e um sistema digital indireto com câmera digital de CCD. Foram testadas seis marcas de materiais indicados para base ou forramento (Ketac™ Molar Easymix, Vidrion F, Vitrebond™, GC Fuji Lining™ LC, Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow e Tetric® N Flow). De cada material foram confeccionados 10 corpos-de-prova, com 2mm de espessura e 4mm de diâmetro. Estes corpos-de-prova foram posicionados juntamente com secções de estruturas dentárias e um penetrômetro de alumínio, com 98% de pureza, para serem radiografados por ambos os sistemas digitais em quatro combinações de tempo de exposição/distância foco-filme diferentes (0,12s/20cm; 0,12s/40cm; 0,25s/20cm e 0,25s/40cm). A radiopacidade de todas as estruturas radiografadas foram mensuradas utilizando programa Image J. Através da análise descritiva dos dados, observou-se que para ambos os sistemas digitais as maiores médias de radiopacidade foram observadas na combinação de 0,12s/40cm (B), enquanto que as médias mais baixas foram observadas para a combinação de 0,25s/20cm (C). Houve diferença significativa ( $p < 0,05$ ) na radiopacidade dos materiais, exceto para o Vidrion F, quando ocorreu variação no tempo de exposição, bem como quando ocorreu variação na distância foco-filme. Conclui-se que os diferentes tempos de exposição e distâncias foco-filme utilizados em estudos que se propõem a analisar a radiopacidade dos materiais dentários, não podem ser considerados irrelevantes, uma vez que tais fatores podem influenciar nos valores de radiopacidade apresentados pelos materiais.

## Introdução

A radiopacidade é considerada uma propriedade crucial para todos os materiais dentários, uma vez que possibilita uma melhor visualização da integridade da restauração, permitindo a distinção entre cárie, material restaurador e estrutura dentária circundante, além de detectar vazios, saliências e margens gengivais abertas.<sup>1,2</sup>

Quando materiais utilizados como base ou forramento sob materiais dentários apresentam radiopacidade menor que a dentina, radiograficamente podem ser confundidos com área descalcificada ou dentina cariada.<sup>3</sup> O erro no diagnóstico de cárie, em especial da cárie secundária, pode trazer consequências indesejáveis para o paciente. O diagnóstico falso-positivo pode levar a remoção de estrutura dental sadia e instituição do sobre-tratamento, enquanto que o diagnóstico falso-negativo pode favorecer a progressão da doença para estágios mais avançados.<sup>4</sup>

Como a finalidade de se padronizar a radiopacidade dos materiais utilizados como base ou forramento, a Organização Internacional para Padronização (ISO) determinou, por meio das normas ISO 9917<sup>5</sup> para os cimentos de ionômero de vidro e ISO 4049<sup>6</sup> para resinas compostas, que a radiopacidade mínima requerida por esses materiais deve ser igual ou superior a radiopacidade do alumínio (Al) em uma mesma espessura.

O constante lançamento de novos produtos no mercado a cada ano e a falta de homogeneidade no padrão de radiopacidade desses materiais, levam a realização de inúmeros estudos<sup>1-3,7-14</sup> que se propõem a analisar a radiopacidade dos materiais odontológicos.

Considerando que apesar da composição parecer ser um dos principais fatores que influenciam na radiopacidade dos materiais odontológicos, outros requisitos tais como: a espessura do material, angulação do feixe de raios X, voltagem usada pelo aparelho, metodologia adotada, tipo de película utilizada, processamento químico, alteração na relação entre o pó e o líquido (P/L), bem como o tempo de exposição e a distância foco-filme também podem exercer alguma influência sobre esta propriedade.<sup>2,13,15</sup>

Sendo assim, a variabilidade dos valores de radiopacidade apresentada pelos mesmos materiais dentários em diferentes estudos pode ser resultante da falta de padronização de tais estudos, principalmente em relação à determinação do tempo de exposição e distância foco-filme. Considerando a hipótese de que tais fatores podem exercer alguma alteração na radiopacidade dos materiais dentários, o objetivo do presente trabalho foi verificar a influência da variação de tempo de exposição e da distância foco-filme no grau de radiopacidade apresentado pelos materiais dentários tipo cimento ionômero de vidro (CIV),

cimento de ionômero de resina modificado (CIVRM) e resina composta Flow ( RCF), utilizando diferentes sistemas digitais.

### **Materiais e método**

Os seis materiais avaliados neste estudo estão listados na Tabela 1. Dez corpos-de-prova padronizados de cada material foram feitos, utilizando uma matriz acrílica (15 cm x 7,5 cm X 2mm), que possuía orifícios com 4 mm de diâmetro. Tentando obter uma melhor padronização, foram utilizados os materiais na cor A3.

**Tabela 1:** Marca, tipo de material, fabricante e composição dos materiais utilizados.

<b>Marca</b>	<b>Tipo de material</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Composição</b>	
<b>Ketac™ Easymix</b>	<b>Molar</b>	CIV*	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil	Pó: vidro de fluorsilicato, estrôncio e lantânio. Líquido: ácidos policarbônico e tartárico, água
<b>Vidrion F</b>		CIV*	SS White, Rio de Janeiro- RJ	Pó: fluorsilicato de sódio cálcio alumínio, sulfato de bário, ácido poliacrílico, pigmento óxido ferroso Líquido: ácido tartárico, água destilada
<b>GC Fuji Lining™ LC</b>		CIVRM**	GC America	Pó: aluminossilicato de vidro. Líquido: água destilada, ácido acrílico, 2-hidroxietilmetacrilato, urethanedimethacrylate, canforoquinona.
<b>Vitrebond™</b>		CIVRM**	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil	Pó: fluoro-aluminossilicato Líquido: ácido polialcenoico/polialquenoico
<b>Filtek™ Flow</b>	<b>Z350 XT</b>	RCF***	3M®,ESPE, Sumaré SP, Brasil	Resinas BIS-GMA, TEGDMA e Procrylat K (dimetacrilato substituto). A porção inorgânica é formada por uma combinação partículas de fluoreto de itérbio, partículas de sílica e aglomerado de sílica/zircônia.
<b>Tretic® N-Flow</b>		RCF***	Ivoclar Vivadent	TEGDMA (dimetacrilato), óxido de bário, trifluoreto de itérbio, sílica, óxidos mistos, pigmentos, catalisadores e estabilizadores.

Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

\*Cimento de ionômero convencional \*\* Cimento de ionômero resinoso modificado \*\*\*Resina Composta Flow

Para a confecção dos corpos-de-prova, todos os orifícios da matriz acrílica foram isolados com vaselina sólida e esta foi fixada com fita adesiva sobre uma placa de vidro de 20 mm de espessura, previamente forrada por uma lâmina plástica. Cada material foi manipulado de acordo com a proporção e especificações dos respectivos fabricantes, sendo que os CIVs e os CIVRMs foram inseridos no interior dos orifícios da matriz acrílica utilizando uma ponta



dispensadora para seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, Brasil), enquanto que as RCFs foram inseridas utilizando a ponta dispensadora que acompanha o produto. Os materiais foram pressionados por uma lâmina de vidro de 2 mm de espessura, tendo no intermeio uma tira de poliéster transparente, com o objetivo de limitar a espessura do corpo-de-prova e nivelar sua superfície.

Os corpos-de-prova dos CIVRMs e RCFs foram fotopolimerizados, um a um, conforme o tempo preconizado pelos respectivos fabricantes utilizando o aparelho Optilight LD MAX (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) de 600mW/cm<sup>2</sup>, com comprimento de onda entre 440- 460nm. Já para os corpos-de-prova dos CIVs, foram esperado o tempo de presa total recomendado pelo fabricante. Após o período de presa de cada material, todos os corpos-de-prova foram polidos como realizado no estudo de Dukic *et al.*<sup>16</sup>, para garantir a padronização da espessura em 2mm com uma tolerância crítica de  $\pm 0,01$ . Os corpos-de-prova do CIV e CIVRM foram isolados com vaselina sólida e acondicionados a seco em frascos individuais, enquanto que os corpos-de-prova da RCF foram mantidos em frascos individuais com água destilada.

Após aprovação do projeto de pesquisa pelo CONEP (Comissão Nacional de Ética em Pesquisa) da Universidade Estadual da Paraíba/UEPB, dois dentes hígidos, um pré-molar e um terceiro molar, extraídos de um mesmo paciente por indicação ortodôntica foram usados neste estudo. O paciente ao ceder seus dentes para o estudo *in vitro* foi informado e esclarecido a respeito dos objetivos da pesquisa, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido. Os dentes foram seccionados no sentido transversal utilizando uma cortadeira automática (Labcut 1010), seguindo a metodologia proposta por Ergucu *et al.*<sup>2</sup> De cada coroa foram seccionados apenas um fragmento com espessura de 2 mm. Os espécimes foram polidos sob água corrente com lixas d'água com granulação de 600 até obter a espessura de 2 mm  $\pm 0,01$ , conferida através de um paquímetro digital e armazenados em água de torneira até o procedimento radiográfico ser conduzido.

Foi utilizado, como padrão interno das radiografias, um penetrômetro de alumínio com 98% de pureza, em forma de escada, com 8 degraus, onde o primeiro tem 2 mm e o último 16mm.

Para facilitar a execução das radiografias, os corpos-de-prova foram separados em dois grupos: G1- Ketac<sup>TM</sup> Molar Easymix / GC Fuji Lining<sup>TM</sup> LC / Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow e G2- Vidrion F/ Vitrebond<sup>TM</sup> / Tretic® N-Flow.

Como para cada marca foram feitos 10 corpos-de-prova, cada grupo possuíam 10 conjuntos cada um com 3 corpos-de-prova diferentes. Cada conjunto de materiais foi

posicionado sobre um filme periapical Insight® (Kodak, Rochester, New York, EUA) de sensibilidade E/F e sobre uma placa de armazenamento de fósforo, juntamente com as secções de estruturas dentárias e o penetrômetro de alumínio. Todos os conjuntos foram radiografados pelo sistema digital semi- direto (Digora Optime ®) e indireto, em quatro combinações de tempo de exposição/distância foco-filme diferentes, selecionadas de forma subjetiva por dois radiologistas.

Para cada combinação tempo de exposição/distância foco-filme foram atribuídos letras de A a D, como mostra o Quadro 1.

**Quadro 1:** Combinações de tempo de exposição/ distância foco-filme.

<b>Letras</b>	<b>Tempo de Exposição</b>	<b>Distância foco-filme</b>
A	0,12s	20 cm
B	0,12s	40 cm
C	0,25s	20 cm
D	0,25s	40 cm

Para padronizar o posicionamento das estruturas a serem radiografadas e a distância foco-filme, em cada situação analisada, um suporte de acrílico foi utilizado. Este dispositivo mantinha o cabeçote do aparelho de raios X na mesma posição, fazendo com que o raio central deste fosse dirigido de forma que formasse um ângulo de 90° em relação ao filme ou a placa de armazenamento de fósforo.

Para a obtenção da imagem digitalizada, o filme radiográfico foi exposto utilizando o aparelho convencional de raios X periapical Timex 70E (Gnatus, Ribeirão Preto,-SP, Brasil), com 70kvp e 7mA, e processados manualmente, 2 horas após a exposição, utilizando revelador e fixador, pronto para uso, da Kodak (Rochester, New York, EUA), através do método tempo/temperatura (5 minutos de revelação, seguido de lavagem intermediária de 1 minuto, 5 minutos de fixação e uma lavagem final de 5 minutos). Em seguida, os filmes radiográficos foram digitalizados utilizando uma câmera digital de CCD (Canon PowerShot A2300 16 MP) utilizando resolução de 300 dpi e profundidade de 8 bit. A digitalização foi realizada utilizando um dispositivo padronizador para determinar a distância entre da câmera e a película, em ambiente escuro, com o filme radiográfico posicionado em um negatoscópio, sendo que as áreas que não foram cobertas pelo filme foram envoltas por máscaras pré-fabricadas. As imagens digitais semi-direta foram obtidas utilizando a placa de

armazenamento de fósforo expostas pelo mesmo aparelho de raios X, sendo que o sistema digital semi-direto empregado foi o Digora Optime® (Soeredex, Helsink- Finlândia).

Desta forma, para cada grupo foram obtidas 40 imagens pelo sistema digital semi-direto e 40 imagens pelo sistema digital indireto, fornecendo um total de 160 imagens a serem analisadas pelo estudo.

Todas as imagens radiográficas foram exportadas para o programa Image J (Imaging Processing and Analysis in Java, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA) no formato TIFF com 8 bit, onde tiveram a radiopacidade dos materiais bem como a radiopacidade das secções dentárias (esmalte e dentina) e de cada degrau do penetrômetro mensurada. A radiopacidade foi medida por meio do valor do grau médio de cinza, utilizado a função *analyse histogram* do programa. Desta forma, foram feitas três medidas em cada estrutura a ser mensurada e obtido uma média.

A análise estatística dos dados foi realizada através de percentuais e das medidas estatísticas: média, mediana, desvio padrão. Aplicando os testes de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, verificou-se que os dados não seguiram a distribuição normal ( $p < 0,05$ ). Sendo assim, foram utilizados os testes não-paramétricos de Wilcoxon e Mann Whitney para verificar a associação entre variáveis categóricas. O programa utilizado para digitação dos dados e obtenção dos cálculos estatísticos foi o SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) na versão 17. Sendo estabelecido o nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ) para todos os testes estatísticos empregados.

## **Resultados**

Com a análise estatística descritiva foram obtidas as médias de radiopacidade, em pixels, para as estruturas analisadas como descrito na Tabela 2.

**Tabela 2:** Médias de radiopacidade, em pixels, dos materiais analisados, estruturas dentárias e degraus do penetrômetro de alumínio.

Sistemas Materiais	Digital Semi-direto				Digital Indireto			
	A	B	C	D	A	B	C	D
<b>Ketac™ Molar Easymix</b>	162,6	181,9	105,85	163,85	93,3	100,5	14,05	71,3
<b>Vidrion F</b>	113,9	117,25	51,1	116,3	56,65	95,35	4,4	59,15
<b>Vitrebond™</b>	170,6	184,05	109,6	163,55	77,3	107,65	14,05	88,85
<b>GC Fuji Lining™ LC</b>	155,6	176,15	110,25	147,35	89	100,95	17,75	75,95
<b>Filtek™ Z350 XT Flow</b>	150,25	168,4	116,45	151,1	97,05	107,15	13,9	51,75
<b>Tetric N Flow</b>	203,55	216,95	170,3	199,4	95,55	116,2	14,45	82,05
<b>Esmalte molar</b>	149,32	170,14	97,4	152,34	88,44	105,38	13,6	71,08
<b>Dentina molar</b>	120,16	127,7	70,98	119,48	77,18	100,66	8,88	57,14
<b>Esmalte pré- molar</b>	151,2	171,6	98,32	154,88	86,46	107,28	13	70,46
<b>Dentina pré- molar</b>	119,66	127,12	70,52	125,02	76,76	101,72	7,92	58,9
<b>2mm</b>	121,02	131,7	73,2	124,08	72,8	102,78	28,24	54,76
<b>4mm</b>	160,06	179,1	108,9	163,68	91,3	110,96	16,8	79,36
<b>6mm</b>	190,7	212,6	147,1	194,04	104,56	115,6	32,9	94,1
<b>8mm</b>	215,88	234,7	181,9	219,38	113,1	117,82	49,56	104,32
<b>10mm</b>	237,32	249,98	210,26	237,96	119	119,7	63,66	112,16
<b>12mm</b>	250,98	255	228,66	251,66	122,76	119,1	74,8	118,44
<b>14mm</b>	255	255	243,38	255	124,78	120,56	85,04	123,32
<b>16mm</b>	255	255	251,78	234,48	128,76	120,5	90,66	123,8

Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

Avaliando as médias de radiopacidade de cada material, observou-se que para ambos os sistemas as maiores médias de radiopacidade foi observada na situação B, enquanto que as médias mais baixas foram observadas para a situação C.

Na Tabela 3 foi comparado radiopacidade dos materiais em diferentes combinações de tempos de exposição/distância foco-filme, pelo sistema digital semi-direto e indireto, utilizando os testes de Wilcoxon e Mann Whitney.

**Tabela 3:** Comparação da radiopacidade dos materiais nas quatro combinações tempo de exposição/distância foco-filme, para ambos os métodos, utilizando os testes de Wilcoxon e Mann Whitney.

Sistemas Radiográficos	Materiais utilizados	Variando a distância foco-filme		Variando o tempo de exposição	
		A x B	C x D	A x C	B x D
		P*	P*	P*	P*
Semi-direto	Ketac™ Molar Easymix	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Vidrion F	0,368	0,000*	0,000*	0,219
	Vitrebond™	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	GC Fuji Lining™ LC	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Filtek <sup>MR</sup> Z350 XT Flow	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Tetric® N Flow	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Indireto	Ketac™ Molar Easymix	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Vidrion F	0,000*	0,000*	0,000*	0,219
	Vitrebond™	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	GC Fuji Lining™ LC	0,002*	0,000*	0,000*	0,000*
	Filtek <sup>MR</sup> Z350 XT Flow	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Tetric® N Flow	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

Fonte: Programa de Pós-Graduação- Mestrado em Odontologia- UEPB.

\*Houve diferença estatística significativa(  $p < 0,05$ )

Através desta tabela, observou-se que para o sistema semi-direto não houve diferença significativa da radiopacidade do material Vidrion F quando comparadas a situação A e B, bem como quando comparadas as situações B e D. Verificando que para os demais materiais houve diferença significativa tanto quando ocorre variação no tempo de exposição, quanto quando ocorre variação na distância foco-filme.

Para o sistema digital indireto, constatou-se que todos os materiais, com exceção do Vidrion F, apresentaram diferentes valores de radiopacidade nas quatro situações avaliadas e que esta diferença foi significativa ( $p=0,000$ ). Desta forma, a variação no tempo de exposição ou na distância foco-filme resultou em mudança significativa da radiopacidade dos materiais, exceto para o Vidrion F quanto este é submetido a situação B e D que não apresentaram diferença significativa ( $p=0,219$ ).

## Discussão

A seleção de cimentos de ionômero de vidro (convencional e resinoso modificado) e da resina composta flow em nosso estudo foi baseada em sua ampla utilização na odontologia, principalmente com a indicação para seu uso como base ou forramento de cavidades profundas.

Estudos mais recentes sobre radiopacidade de materiais odontológicos têm empregado o método digital<sup>14,16-19</sup> em substituição ao método que utiliza fotodensitômetro para fazer leitura de radiopacidade em películas radiográficas.<sup>20</sup> A razão pela qual este método está sendo preferencialmente adotado nos estudos é compreensível, uma vez que ele necessita de menor tempo de exposição e elimina a etapa do processamento químico, responsável pelas variações na qualidade da imagem, além de permitir melhor observação da densidade e do contraste radiográfico.<sup>21</sup>

Na análise da imagem digital, utiliza-se uma escala de cinza que é invertida em relação à densidade óptica, de forma que é atribuído um valor de 255 para o branco (quando a imagem é de 8 bits) e um valor de 0 para o preto.<sup>16</sup>

Em nosso estudo observou-se que para todos os materiais analisados, em ambos os métodos radiográficos, a combinação de tempo de exposição/distância foco-filme que resultou nas maiores médias de radiopacidade foi encontrada para a situação B, enquanto que a situação C apresentou as menores médias de radiopacidade.

Para ambos os sistemas radiográficos utilizados, quando foi comparado as situações nas quais a distância foco-filme foi mantida, em 20cm (A x C) ou em 40 cm (B x D), e o tempo de exposição sofreu variação de 0,12s para 0,25s, verificou-se que a média de radiopacidade de todos os materiais analisados, com exceção do Vidrion F, apresentaram valores diferentes significativamente. Desta forma, para essas situações, verificou-se que o tempo de exposição foi inversamente proporcional a radiopacidade dos materiais quando a distância foco-filme é mantida em 20cm ou 40cm, uma vez que houve uma diminuição significativa da radiopacidade dos materiais da situação A para a C e da situação B para a D.

Analisando as situações, para ambos os métodos radiográficos, nas quais o tempo de exposição foi mantido em 0,12 (A x B) ou em 0,25 (C x D) e a distância foco-filme sofreu variação de 20 cm para 40 cm, verificou-se novamente que a média de radiopacidade apresentada pelos materiais, exceto para o Vidrion F, apresentaram valores diferentes significativamente. Esta afirmativa constata que a distância foco-filme é diretamente proporcional a radiopacidade apresentada pelos materiais quando o tempo de exposição é

mantido em 0,12s ou 0,25s, já que foi observado que ocorreu um aumento significativo da radiopacidade dos materiais da situação A para a B e da situação C para a D.

Nossos resultados divergiram dos trabalhos de Rasimick *et al.*<sup>22</sup> e de Gu *et al.*<sup>23</sup> onde no primeiro os autores constataram que utilizando as distâncias de 15cm e 30 cm os valores de radiopacidade dos materiais avaliados apresentaram precisão semelhante. Já no segundo observaram que os valores de radiopacidade apresentados pelos materiais analisados quando se utilizava uma distância de 15 cm não diferiam significativamente quando comparadas aos valores obtidos utilizando as distâncias de 30cm ou 40 cm. Afirmando ainda que as diferenças nas distâncias foco-filme em vários protocolos da ISO para produtos odontológicos parecem irrelevantes.

Essa situação pode ser explicada, em ambos os casos, uma vez que em tais estudos não foram utilizados os mesmos sistemas radiográficos adotados no nosso trabalho. Além disso, o tempo de exposição foi variado de acordo com a distância utilizada, o que difere do presente estudo que manteve o tempo de exposição constante para avaliar apenas a variação da distância.

O Vidrion F não apresentou diferença significativa quando foram comparadas as médias das situações A e B para o sistema digital indireto e as situações B e D para ambos os sistemas. Tal situação pode estar relacionada à baixa radiopacidade apresentada pelo material, sendo o único material que apresentou valores abaixo do indicado pela ISO em todas as situações utilizando o método semi-direto e na maioria das situações utilizando o método indireto.

Os demais materiais investigados neste estudo alcançaram o mínimo de radiopacidade estipulada pela ISO, em ambos os sistemas, apresentando radiopacidade maior ou igual em relação à dentina e ao degrau de 2mm do penetrômetro.

A comparação da radiopacidade dos materiais testados neste estudo com outros trabalhos é limitada. Alguns autores<sup>2,16</sup> afirmam que as diferenças entre os valores de radiopacidade de um mesmo material em diferentes estudos pode ser atribuída a muitos fatores, tais como variação em relação a espessura dos corpos-de-prova, sistema de obtenção de imagem, tempo de exposição, voltagem, pureza do penetrômetro e distância foco-filme. Além disso, vale ressaltar que os estudos desta natureza vêm sendo desenvolvidos há vários anos, então é de se esperar que os fabricantes atualizem a formulação dos produtos, podendo até mudar o seu nome comercial, o que dificulta a associação das recentes pesquisas com as mais antigas.

Para os CIVs observou-se que o Ketac™ Molar Easymix foi o que apresentou maiores médias de radiopacidade em pixels em todas as situações, para ambos os sistemas, sendo que esta variou de 181,9-105,85 para o sistema semi-direto e 100,5-14,05 para o sistema indireto. Em relação aos CIVRMs, apesar de ambos os materiais mostrarem radiopacidade estatisticamente iguais em algumas situações, verificou-se que o Vitrebond™ proporcionou as maiores médias, que foram de 184,05-109,6 para sistema semi-direto e 95,35-4,4 para sistema indireto. Em estudos similares Fonseca *et al.*<sup>10</sup> e Baksi *et al.*<sup>24</sup> já mencionavam que o Vitrebond™ apresenta uma alta radiopacidade, superior ao esmalte e a dentina, enquanto que Shah *et al.*<sup>7</sup> afirmam que este material apresentava uma radiopacidade superior a do Fuji Lining LC, sendo ambos mais radiopacos do que a dentina.

Avaliando as médias de radiopacidade das RCFs, em pixels, para a Tetric N Flow variaram de 216,95-170,3 e 116,2-14,45, respectivamente, para o sistema semi-direto e sistema indireto. Já para Filtek<sup>MR</sup> Z350 XT Flow essas médias foram de 168,4-116,45 para sistema semi-direto e 107,15-13,9 para o sistema indireto. Mesmo não apresentando as mesmas condições radiográficas do presente trabalho, a literatura relata os estudos de Attar *et al.*<sup>25</sup> e Ducki *et al.*<sup>18</sup> que mostram que a Tetric N Flow apresenta alta radiopacidade, sendo esta maior que esmalte e dentina. Enquanto que Attar *et al.*<sup>25</sup> e Imperiano *et al.*<sup>1</sup> mostram que a Filtek Flow apresenta radiopacidade maior apenas em relação a da dentina.

Já Ergucu *et al.*<sup>2</sup>, utilizando corpos-de-prova de 1 mm e radiografias digitalizadas por scanner adaptados para transparência, observaram que a radiopacidade da Tetric N Flow (121,19) foi maior que a do esmalte (112,96). Neste estudo, foram utilizados a distância foco-filme de 40 cm e um tempo de exposição de 0,25 o que estaria semelhante às condições estabelecidas em nossa pesquisa para a situação D utilizando o sistema digital indireto. Desta forma, observou-se que as médias encontradas em nosso trabalho para esse material (82,05) foram inferiores em relação a tal pesquisa, o que sugere que esta diferença pode está relacionada ao tipo de aparelho que foi utilizado para fazer a digitalização das imagens.

A diferença de radiopacidade entre os materiais utilizados dentro de uma mesma situação pode está relacionada à composição do material. Como essa situação está fora de nossos objetivos uma maior discussão não será feita.

Independentemente da análise estatística não constatar similaridade significativa entre as médias de radiopacidade dos materiais testados nas diferentes situações analisadas utilizando um mesmo método radiográfico, autores como Carracho *et al.*<sup>17</sup>, Sydney *et al.*<sup>20</sup>, Wicht *et al.*<sup>26</sup> ressaltam a importância de verificar a significância clínica dos valores numéricos, como também da informação subjetiva obtida pela análise visual das imagens.



No sistema digital semi-direto, todas as combinações de tempo de exposição/ distância foco-filme mostraram imagens com um contraste aceitável. Visualmente as condições A, B e D apresentaram uma qualidade de imagem mais uniforme, uma vez que não mostraram grande diferença quanto à radiopacidade dos materiais analisados. Já a condição C apresentou imagens mais densas.

Para o sistema digital indireto, verificou-se que não foi constatada a mesma similaridade entre as imagens obtidas por diferentes combinações de tempo de exposição/distância foco-filme utilizadas no estudo. De acordo com uma avaliação subjetiva visual, as condições A e D mostraram imagens semelhantes e com um melhor contraste, embora a situação D tenha resultado em imagens um pouco mais densas do que a situação A. Já as situações B e C mostraram imagens respectivamente, subexpostas e superexpostas.

Analisando a situação C quando utilizou o sistema digital indireto, verificou-se que esta combinação de tempo de exposição/ distância foco-filme não mostrou uma boa qualidade de imagem, uma vez que não permitiu a visualização de todos os degraus do penetrômetro que seria o padrão interno para a comparação dos materiais. Sendo assim, essa situação não seria adequada para avaliar a radiopacidade dos materiais. Acredita-se que a combinação do maior tempo de exposição (0,25) com a menor distância foco-filme (20 cm) utilizada neste estudo, pode ter levado a uma superexposição do filme radiográfico o que resultou em uma imagem muito densa.

O tempo de exposição ideal para uma dada distância foco-filme deve maximizar a faixa de escala de cinza dos objetos de interesse na radiografia. Sendo assim, o tempo de exposição não pode ser muito curto para que não produza uma imagem embaçada, que resulta em uma menor precisão das medidas de radiopacidade por visualizar objetos usando uma fração do espectro de escala de cinza, nem pode ser muito longo para que seja possível visualizar todos os degraus do penetrômetro.<sup>23</sup>

Carracho *et al.*<sup>17</sup> observaram, fazendo uma avaliação visual subjetiva da densidade óptica, que uma diferença numérica acima de 30 pixels permitiria a diferenciação visual entre os materiais utilizados em seus estudos. Já Wicht *et al.*<sup>26</sup> sugeriram que deveria haver uma diferença de valor de cinza de pelo menos 40 pixels para garantir a visibilidade de pinos de fibra de vidro em relação à dentina. Tais constatações explicariam nossos achados ao fazer uma análise visual das imagens, por ambos os métodos, uma vez que foi visto uma diferença menor que 30 pixels entre as médias de radiopacidade dos materiais nas situações consideradas semelhantes.

Além disso, observou-se que o sistema digital semi-direto foi menos susceptível as variações de tempo de exposição/distância foco-filme do que os sistemas digitais indiretos. Segundo Dukic *et al.*<sup>16</sup> os sistemas radiográficos digitais utilizam sensores que apresentam maior sensibilidade em comparação ao filme radiográfico, ou seja, são capazes de oferecer imagens com um adequado contraste utilizando uma baixa exposição, complementando, Kafathingal *et al.*<sup>27</sup> asseguram ainda que o sistema de placa de armazenamento de fósforo apresenta escala dinâmica mais ampla, o que torna possível a utilização de uma variedade maior de tempos de exposição sem interferir na qualidade de imagem.

Desta forma, pela análise visual, o Digora Optime® foi menos susceptível a variações de tempo de exposição/distância foco-filme do que o sistema digital indireto, que sugere que tal sistema pode ter um menor risco em gerar imagens que não possam ser utilizadas devido a uma sub ou superexposição.

## **Conclusão**

Pela análise digital das imagens, a variação no tempo de exposição, bem como na distância foco-filme, para ambos os sistemas digitais, teve influência significativa na radiopacidade dos materiais testados, visto que a variação destes fatores pode comprometer a qualidade da imagem radiográfica.

## **Referências**

1. Imperiano MT, Khoury HJ, Pontual MLA, Montes MAJR, Silveira MMF (2007) Comparative radiopacity of four low-viscosity composites *Brazilian Journal of Oral Sciences* 6 (20) 1278 – 1282.
2. Ergücü Z, Türkün LS, Onem E & Güneri P (2010) Comparative radiopacity of six flowable resin composites *Operative Dentistry* 35 (4) 436-440.
3. Salzedas LM, Louzada MJ & De Oliveira Filho AB (2006) Radiopacity of restorative materials using digital images *Journal of applied oral science* 14 (2) 147-152.

4. Santos LM, Reis JIL, Tenório MDH, Arêdes SO & Neiva AC (2009) Diagnóstico de cárie secundária e substituição de restauração *Odontologia clínico-científica* 8 (2) 141-145.
5. ISO 9917. Dentistry - Water-based cements. International Standards Organization.; 2007 e 2010
6. ISO 4049. Dentistry -- Polymer-based restorative materials. International Standards Organization.; 2009.
7. Shah PM, Sidhu SK, Chong BS & Ford TR (1997) Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and bases *The Journal of prosthetic dentistry* 77 (3) 239-242.
8. Gegler A, Cruz ATG, Barbisan AO, Pacheco JFM & Fontanella VRC (1999) Radiopacidade de ionômeros de vidro *Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre* 40 (1) 19-24.
9. Bagatini L, Hehn L & Fontanella V (2004) Avaliação da densidade óptica de três cimentos de ionômero de vidro associados à estrutura dental *Revista da Faculdade de Odontologia, Pôrto Alegre* 45 (2) 6-10.
10. Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ & Soares CJ (2006) Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clinical oral investigations* 10 (2) 114-118.
11. Hehn L, Mahl CRW, Freitas MPM, Conde A, Veeck EB & Fontanella V (2007) Comparação de três sistemas digitais em relação à densidade óptica de cimentos de ionômero de vidro *Revista Odonto Ciência* 22 (57) 233-237.
12. Tsuge, T (2009) Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *Journal of oral Science* 51 (2) 223-230.

13. Pires de Souza FC, Pardini LC, Cruvinel DR, Hamida HM & Garcia LF (2010) In vitro comparison of the radiopacity of cavity lining materials with human dental structures *Journal of conservative dentistry* 13 (2) 65-70.
14. Hitij T & Fildler A (2012) Radiopacity of dental restorative materials *Clinical oral investigations* 17 (4) 1167-1177.
15. Fonseca RB, Branco CA, Quagliatto PS, Gonçalves LS, Soares CJ, Carlo HL & Correr-Sobrinho L (2010) Influence of powder/liquid ratio on the radiodensity and diametral tensile strength of glass ionomer cements *Journal of Applied Oral Science* 18 (6) 577-584.
16. Dukic W, Delija B, Derossi D & Dadic I (2012) Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system *Dental materials journal* 31 (1) 47-53.
17. Carracho HG, da Silveira ID, Soares CG, Paranhos MP, Júnior LH & Spohr AM (2011) Optical X-ray density of composite resin luting agents. *Acta odontológica latinoamericana : AOL* 24 (2) 156-162.
18. Dukic W, Delija B, Lešić S, Dubravica I & Derossi D (2013) Radiopacity of flowable composite by a digital technique *Operative Dentistry* 38 (3) 299-308.
19. Furtos G, Baldea B, Silaghi-Dumitrescu L, Moldovan M, Prejmerean C & Nica L (2012) Influence of inorganic filler content on the radiopacity of dental resin cements *Dental Materials Journal* 31 (2) 266-272.
20. Sydney GB, Ferreira M, Leonardi DP, Deonizio MDA, Batista A (2008) Análise da radiopacidade de cimentos endodônticos por meio de radiografia digital *Revista Odonto Ciência* 23 (4) 338-341.
21. Pace SRB & Habitante SM (2005) Comparative analysis of the visualization Of small files using digital and Conventional radiography *Journal of applied oral science* 13 (1) 20-23.

22. Rasimick BJ, Gu S, Deutsch AS & Musikant BL (2007) Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor *Journal of prosthodontics* 16 (5) 357-364.
23. Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS & Musikant BL (2006) Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system *Dental Materials* 22 (8) 765-770.
24. Baksi BG & Ermis RB (2007) Comparison of conventional and digital radiography for radiometric differentiation of dental cements *Quintessence International* 38 (9) 532-536.Oct. 2007
25. Attar N, Tam LE & Mccomb D (2003) Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal Canadian Dental Association* 69 (8) 516-512.
26. Wicht S, Pfeiffer P, Rother U, Nergiz I & Schmage P (2011) Gray value differences to dentin of root posts radiographed with digital intraoral systems and conventional X-ray films *Operative Dentistry* 36 (1) 27-35.
27. Kalathingal SM, Shrouf MK, Comer C & Brady C (2010) Rating the extent of surface scratches on photostimulable storage phosphor plates in a dental school environment *Dentomaxillofacial Radiology* 39 (3) 179-183.

## **CONSIDERAÇÕES FINAIS**

---

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante de nossos resultados, podemos concluir que:

- A utilização do sistema digital semi-direto (Digora Optime®) é preferível em relação ao sistema digital indireto quando se pretende avaliar radiopacidade de materiais dentários. Portanto, o uso do sistema digital indireto para avaliar radiopacidade clinicamente destes é limitado, uma vez que a perda de informação que ocorre durante o processo de digitalização pode interferir e comprometer a qualidade diagnóstica.
- Entre os materiais analisados, apenas o Vidrion F, não apresentou a radiopacidade requerida pela ISO. Também foi o único material que em todas as situações avaliadas pelo sistema digital semi-direto, e em algumas situações, utilizando o sistema digital indireto não apresentou radiopacidade adequada para ser utilizado clinicamente como material de base ou forramento, uma vez que sua baixa radiopacidade pode resultar em erros de diagnóstico.
- Pela análise digital das imagens, a variação no tempo de exposição, bem como na distância foco-filme, em ambos os sistemas digitais, influencia significativamente na radiopacidade dos materiais testados visto que a variação destes fatores pode comprometer a qualidade da imagem radiográfica.

## **REFERÊNCIAS**

---



## REFERÊNCIAS

- AKCAY, I.; ILHAN, B.; DUNDAR, N.  
Comparison of conventional and digital radiography systems with regard to radiopacity of root canal filling materials. **Int Endod J.** v.45, n.8, p. 730-6, Aug. 2012
- 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. 516-2, Sep. 2003
- BAGATINI, L.; HEHN, L.; FONTANELLA, V. Avaliação da densidade óptica de três cimentos de ionômero de vidro associados à estrutura dental. **Rev. Fac. Odontol Porto Alegre**, v.45, n.2, p. 6-10, dez. 2004
- BAKSI, B. G, ERMIS, R. B. Comparison of conventional and digital radiography for radiometric differentiation of dental cements. **Quintessence Int.** v.38, n.9, p. 532-6. Oct. 2007
- BALDEA, B. et al. Radiopacity of flowable resin composite. **OHDMBSC.** v. VIII, n.4, p. 38- 43, Dec. 2007
- BISSOLI, C. F. et al. Cimentos forradores à base de hidróxido de cálcio: Estudo da densidade óptica com um sistema digital. **Rev. odonto ciênc.** v.23, n.1. p. 63-66, 2008
- BORGES, A. H. et al. Radiopacity evaluation of Portland and MTA- based cements by digital radiographic system. **J Appl Oral Sci.** v. 19, n. 3, p. 228-32, 2011
- 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. Mar-Apr. 2008
- CURTIS, P. M. et al. The radiographic density of composite restorative resins. **Oral Surg Oral Med Oral Patho.** v. 70, n.2, p. 226-30, aug. 1990
- DUARTE, H. E. M.; ARAÚJO, C. C. M.; SANNOMIYA, E. K. Sistema digitais na Radiologia Dento-Maxilo- Facial: uma nova fase na Odontologia? **Rev. bras. Odontol**, Rio de Janeiro, v. 65, n.1, p.42-47, jan-jun. 2008
- DUKIC, W. et al. Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. **Dent Mater J.** v. 31, n. 1, p. 47-53, 2012

DUKIC W. et al. Radiopacity of flowable composite by a digital technique. **Oper Dent.** v.38, n.3, p. 299-308. May-Jun. 2013

ERGUCU, Z. et al. Comparative radiopacity of six flowable resin composites. **Oper Dent**, v. 35, n.4, p. 436-40, 2010

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

FURTOS, G. et al. Influence of inorganic filler content on the radiopacity of dental resin cements. **Dental Materials Journal**, v. 31, n. 2, p. 266-272, 2012

GEGLER, A. et al. Radiopacidade de ionômeros de vidro. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, v. 40, n.1, p.19-24, set. 1999

GRASSL, U., SCHULZE, R.K. 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. May. 2007

GRAZIOTTIN L. F. et al. Measurement of the optical density of packable composites: comparison between direct and indirect digital systems. **Pesquisa Odontologica Brazilian Oral Research**, v.16, n.4, p. 299–307, 2002

GU, S. et al. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. **Dental Materials.** v. 22, p. 765-770. 2006

HAITER NETO, F.; MELO, D. P. Radiografia Digital. **Revista da ABRO**, v. 11, n. 1, p. 5-17, 2009

HARA, A. T.; SERRA, M. C.; RODRIGUES Jr., A. L. Radiopacity of Glass-Ionomer/Composite Resin Hybrid Materials. **Braz. Dent. J.**, n.12, n.2, p. 85-89, 2001

HEHN, L. et al. Comparação de três sistemas digitais em relação à densidade óptica de cimentos de ionômero de vidro. **Rev. Odonto Ciênc.** v.22, n.57, p.233-37, jul./set. 2007

HITIJ, T.; FIDLER, A. Radiopacity of dental restorative materials. **Clin Oral Investig.** v.17, n. 4, p.1167-1177. Jul. 2012

IANNUCCI, J. M.; HOWERTON, L. J. **Radiografia Odontológica - Princípios e Técnicas**. 3ª ed. 2010

IMPERIANO, M. T. *et al.* Comparative radiopacity of four low-viscosity composites. **Brazilian Journal of Oral Sciences**, v. 6, n. 20, p. 1278 – 1282. 2007

ISO 4049. Dentistry -- Polymer-based restorative materials. International Standards Organization.; 2009.

ISO 9917. Dentistry - Water-based cements. International Standards Organization.; 2007 e 2010.

IZQUIERDO, C. M. *et al.* Análise da densidade de cimentos de ionômero de vidro em radiografias digitalizadas. **Rev. Fac. Odontol, Passo Fundo**, v. 11, n.1, p.65-68. jan./jun. 2006

LACHOWSKI, K. M. **Estudo da radiopacidade de materiais odontológicos indicados como base e forramento de restaurações. Análise através da radiografia digital**. 2011. 82p Dissertação (Mestrado em dentística) -Faculdade de Odontologia de São Paulo.São Paulo. 2011

MAURIELLO, A. *et al.*Dental digital radiographic imaging. **J Den Hyg**. v.75, n.4, p.323-33. 2001

MEDICI FILHO, E. *et al.* Avaliação da densidade óptica de cimentos ionoméricos por meio de radiografia digital. **Rev. Odontol, São Bernardo do Campo**, SP, v. 12, n. 24, p. 53-9, jul./dez. 2004

MOHN, D. *et al.* Radio-opaque nanosized bioactive glass for potential root canal application: evaluation of radiopacity, bioactivity and alkaline capacity. **International Endodontic Journal**, v. 43, p. 210- 217, 2010

PACE, S. R. B; HABITANTE, S. M. Comparative analysis of the visualization Of small files using digital and Conventional radiography. **J Appl Oral Sci**. v. 13, n.1, p. 20-3. 2005

PIRES DE SOUZA, F. C., *et al.* In vitro comparison of the radiopacity of cavity lining materials with human dental structures. **J Conserv Dent**. v.13, n.2, p. 65-70. Apr. 2010

PONTUAL, A. A. et al. Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries. **Dentomaxillofac radiol.** v.39, n.7, p. 431-6, 2009

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. Nov-Dec. 2004

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

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

SIDHU, S. K. *et al.* Radiopacity of resin-modified glass ionomer restorative cements. **Quintessence Int.** v. 27, n.9, p. 639-43, sep. 1996

TORRIANI, D. D.; GONÇALVES, M. R.; VIEIRA, J. B. Comparação entre os exames radiográficos convencional e digitalizado em relação ao plano de tratamento de superfícies oclusais. **Pesqui Odontol Bras.** v. 14, n. 3, p. 256-261, jul./set. 2000.

TOVO, M. F. *et al.* Validade do exame radiográfico digital no diagnóstico de lesões proximais em molares decíduos. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, Porto Alegre, v. 44, n.1, p.70 – 75, jul. 2003.

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

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

WESTPHALEN, V. P. D.; MORAES, I. G.; WESTPHALEN, F. H. Efficacy of conventional and digital radiographic imaging methods for diagnosis of simulated external root resorption. **J Appl Oral Sci**, v. 12, n. 2, p. 108-12, 2004

WENZEL, A.; HINTZE, H.; HORSTED-BINDSLEV, P. Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiographs and digital images. **J Forensic Odontostomatol.** v.16, n.1, p.8-13 Jun.1998

WHAITES, E. **Princípios de radiologia odontológica**. 4ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

WHITE, S. C. **Radiologia oral: fundamentos e interpretação**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007

WICHT, S. et al. Gray value differences to dentin of root posts radiographed with digital intraoral systems and conventional X-ray films. **Oper Dent**. v.36, n.1, p.27-35 Jan-Feb. 2011.

# **APÊNDICES**

APÊNDICE A – Termo de compromisso do responsável pelo projeto em cumprir os termos da Resolução 196/96 do CNS

**APÊNDICE A - TERMO DE COMPROMISSO DO RESPONSÁVEL  
PELO PROJETO EM CUMPRIR OS TERMOS DA RESOLUÇÃO  
196/96 DO CNS**

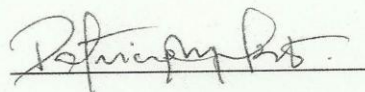
**Título da Pesquisa:** Análise comparativa da imagem radiográfica convencional e digital frente à radiopacidade de materiais restauradores

Eu, Patrícia Meira Bento, Professora Titular da Universidade Estadual da Paraíba, portadora do RG: 1004847 SSP/PB e CPF: 486980244-91 comprometo-me em cumprir integralmente os itens da Resolução 196/96 do CNS, que dispõe sobre Ética em Pesquisa que envolve Seres Humanos.

Estou ciente das penalidades que poderei sofrer caso infrinja qualquer um dos itens da referida resolução.

Por ser verdade, assino o presente compromisso.

Campina Grande, 17 de setembro de 2012



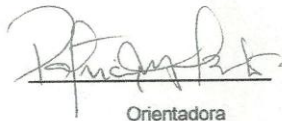
Orientadora

## APÊNDICE B – Declaração de concordância com projeto de pesquisa

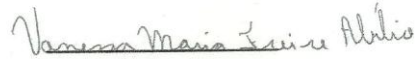
**APÊNDICE B - DECLARAÇÃO DE CONCORDÂNCIA COM  
PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Análise comparativa da imagem radiográfica convencional e digital frente à radiopacidade de materiais restauradores

Eu, Patrícia Meira Bento, Professora da Titular da Universidade Estadual da Paraíba, portadora do RG: 1004847 SSP/PB e CPF: 486980244-91, declaro que estou ciente do referido Projeto de Pesquisa e comprometo-me em verificar seu desenvolvimento para que se possam cumprir integralmente os itens da Resolução 196/96, que dispõe sobre Ética em Pesquisa que envolve Seres Humanos.



Orientadora



Orientando

Campina Grande, 17 de setembro de 2012



## APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



### Programa de Pós-Graduação em Odontologia Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido eu, \_\_\_\_\_, em pleno exercício dos meus direitos me disponho a ceder meu dente, extraído por finalidades ortodônticas, para Pesquisa “Análise comparativa da imagem radiográfica convencional e digital frente à radiopacidade de materiais dentários”.

Declaro ter sido esclarecido e estar de acordo com os seguintes pontos:

- O trabalho “Análise comparativa da imagem radiográfica convencional e digital frente à radiopacidade de materiais dentários” terá como **objetivo geral** é comparar, em um estudo *in vitro*, a imagem radiográfica convencional com imagem radiográfica digital frente à radiopacidade dos materiais dentários utilizados para base ou forramento.
- Ao voluntário só caberá à autorização para utilizarmos seu dente extraído por motivos ortodônticos, para fazer um corte no sentido transversal, obtendo assim um disco que será radiografado juntamente aos corpos-de-prova dos materiais odontológicos em análise. Não haverá nenhum risco ou desconforto ao voluntário.
- Ao pesquisador caberá o desenvolvimento da pesquisa de forma confidencial, cumprindo as exigências da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde.
- O voluntário poderá retirar seu consentimento a qualquer momento da realização do trabalho proposto, não havendo qualquer penalização ou prejuízo para este.
- Será garantido o sigilo dos resultados obtidos neste trabalho, assegurando assim a privacidade dos participantes em manter tais resultados em caráter confidencial.
- Não haverá qualquer custo ou ônus financeiro aos participantes voluntários deste projeto científico, como também não haverá qualquer procedimento que possa incorrer em danos físicos a estes. Portanto, não haverá necessidade de indenização por parte da equipe científica e/ou da Instituição responsável.
- Qualquer dúvida ou solicitação de esclarecimentos, o participante poderá contatar a equipe científica no número (083) 9984-5902 com a pesquisadora responsável Patrícia Meira Bento.

- Ao final da pesquisa o participante, sendo de seu interesse, poderá ter livre acesso ao conteúdo desta, podendo discutir os dados com o pesquisador. Vale salientar que este documento será impresso em duas vias e uma delas ficará em posse do participante.

Desta forma, uma vez tendo lido e entendido tais esclarecimentos e, por estar de pleno acordo com seu teor, dato e assino este termo de consentimento livre e esclarecido.

---

Assinatura do pesquisador responsável

---

Assinatura do Participante



Assinatura Dactiloscópica  
Participante da pesquisa

\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_, Campina Grande- PB.

## **ANEXOS**

## ANEXO A - Normas para Submissão de Artigos – Dentomaxillofacial Radiology

[http://dmfr.birjournals.org/site/misc/Preparing\\_Your\\_Submission.xhtml](http://dmfr.birjournals.org/site/misc/Preparing_Your_Submission.xhtml)

## ANEXO B - Normas para Submissão de Artigos – Operative Dentistry

<https://www.jopdent.com/authors/authors.html>

## ANEXO C- PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DA  
PARAÍBA - UEPB / PRÓ-  
REITORIA DE PÓS-



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE COMPARATIVA DA IMAGEM RADIOGRÁFICA CONVENCIONAL E DIGITAL FRENTE À RADIOPAVIDADE DE MATERIAIS RESTAURADORES

**Pesquisador:** Patrícia Meira Bento

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 09267713.9.0000.5187

**Instituição Proponente:** Universidade Estadual da Paraíba - UEPB

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 1.062.937

**Data da Relatoria:** 05/09/2013

**Apresentação do Projeto:**

A radiopacidade é uma propriedade importante para os materiais restauradores, principalmente quando utilizados como base ou forramento, pois permite ao cirurgião dentista distingui-los radiograficamente das estruturas dentais, auxiliando na detecção de infiltração e cárie secundária. Com a introdução do sistema digital de imagens na prática odontológica, várias pesquisas foram desenvolvidas com a finalidade de comparar este método de obtenção de imagem com o método convencionalmente utilizado. Sendo assim, o objetivo do presente trabalho é comparar a imagem radiográfica convencional com a imagem radiográfica digital frente à radiopacidade dos materiais restauradores utilizados para base ou forramento. Para o estudo serão utilizados 2 cimento de ionômero de vidro convencional, 2 cimento de ionômero de vidro resinoso modificado e 2 resinas compostas flow. Serão confeccionados 10 corpos-de-prova de cada material e 2 cortes de dois dentes hígidos extraídos ( um pré-molar e um molar), com 2 mm de espessura. Um penetrômetro de alumínio com 09 degraus será utilizado para controle. Sobre cada filme oclusal e placa de armazenamento óptica serão colocados um corpo-de-prova de cada material, dois cortes de dente humano, o penetrômetro e feita a exposição utilizando um aparelho de raios X convencional e o sistema digital Digora. Feito isso, as radiografias convencionais serão digitalizadas. Após a obtenção das imagens será realizada a análise visual, por dois radiologistas calibrados, e a análise

**Endereço:** Av. das Baraúnas, 351- Campus Universitário

**Bairro:** Bodocongó

**CEP:** 58.109-753

**UF:** PB

**Município:** CAMPINA GRANDE

**Telefone:** (83)3315-3373

**Fax:** (83)3315-3373

**E-mail:** cep@uepb.edu.br

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA  
PARAÍBA - UEPB / PRÓ-  
REITORIA DE PÓS-**



Continuação do Parecer: 1.062.937

padrão das imagens convencionais, digitalizadas e digitais. Os dados serão digitados no programa SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) na versão 15, analisados pela técnica estatística descritiva e técnica estatística inferencial. Para esta última, cada variável será analisada quanto a sua curva de normalidade. Assim, poderão ser utilizados os testes paramétricos (Teste do Qui-Quadrado de McNeman, Teste T, Teste de ANOVA) ou os testes não paramétricos (Teste de Mann Whitey, Teste de Kruskall-Wallis). Será adotado para todos os testes estatísticos utilizados nesta pesquisa, o nível de significância estabelecido em 5% ( $p < 0,05$ ).

**Objetivo da Pesquisa:**

Comparar a imagem radiográfica convencional com a imagem radiográfica digital frente à radiopacidade dos materiais restauradores utilizados para base ou forramento.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Na versão entregue neste CEP, não consta os risco e benefícios. Entretanto, na versão online afirma o pesquisador: "Riscos: Não haverá riscos Benefícios: Os resultados proporcionarão ao cirurgião dentista escolher o material restaurador com melhor radiopacidade, bem como o método radiográfico mais eficiente para este diagnóstico(digital ou convencional)".

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A presente proposta de pesquisa é de suma importância quanto papel e atribuições das Instituições de Ensino Superior (IES), mormente pesquisa (bem como extensão), estando dentro do perfil das pesquisas de construção do ensino-aprendizagem significativa, perfilando a formação profissional baseada na tríade conhecimento-habilidade-competência, preconizada pelo MEC. Portanto, tem retorno social, caráter de pesquisa científica e, contribuição na formação de profissionais do ensino superior.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Estão presentes no projeto de pesquisa: Folha de Rosto, Termo de Compromisso do Pesquisador Responsável, Declaração de Concordância com o Projeto de Pesquisa e Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do pesquisador com data de setembro de 2012. Para a segunda apreciação foi acostado o Termo de autorização institucional do laboratório descrito na metodologia devidamente assinado e carimbado.

**Recomendações:**

O projeto encontra-se em sua segunda apresentação ética, tendo sido reapresentado com as modificações. Diante do exposto não há o que se recomendar.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações: Sem pendências.

**Endereço:** Av. das Baraúnas, 351- Campus Universitário

**Bairro:** Bodocongó

**CEP:** 58.109-753

**UF:** PB

**Município:** CAMPINA GRANDE

**Telefone:** (83)3315-3373

**Fax:** (83)3315-3373

**E-mail:** cep@uepb.edu.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DA  
PARAÍBA - UEPB / PRÓ-  
REITORIA DE PÓS-



Continuação do Parecer: 1.062.937

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Sem pendências.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

CAMPINA GRANDE, 14 de Maio de 2015

---

**Assinado por:**  
**Doralúcia Pedrosa de Araújo**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. das Baraúnas, 351- Campus Universitário  
**Bairro:** Bodocongó **CEP:** 58.109-753  
**UF:** PB **Município:** CAMPINA GRANDE  
**Telefone:** (83)3315-3373 **Fax:** (83)3315-3373 **E-mail:** cep@uepb.edu.br