

William José Lopes de Freitas



**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS
DE CIMENTOS OBTURADORES DO SISTEMA
DE CANAIS RADICULARES**

VIRTUS IMPAVIDA

UFPE

RECIFE-2003

WILLIAM JOSÉ LOPES DE FREITAS

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS
DE CIMENTOS OBTURADORES DO SISTEMA
DE CANAIS RADICULARES**

Dissertação apresentada à Coordenação do Curso de Mestrado em Odontologia, com área de concentração em Clínica Integrada, do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

ORIENTADOR

Prof.^a. Dr.^a. Helen Jamil Khoury

CO-ORIENTADOR

Prof. Dr. José Thadeu Pinheiro

**Recife
2003**

Ata da 37ª Defesa de Dissertação do Curso de Mestrado em Odontologia do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco- Facial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 18 de dezembro de 2003.

Às quatorze horas do dia dezoito do mês de dezembro do ano de dois mil e três, reuniram-se no auditório do Curso de Odontologia da UFPE, os membros da Banca Examinadora, composta pelos professores: Profa. Dra ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO TAVARES - UFPE, atuando como (presidente), Profª. Drª MARCIA MARIA FONSECA DA SILVEIRA – FOP – UPE, como primeiro examinador, Prof. Dr. ANDERSON ESTEVENS LEONIDAS GOMES - UFPE, como Segundo examinadora, para julgar o trabalho intitulado “ **AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DE CIMENTOS OBTURADORES DO SISTEMA DE CANAIS RADICULARES** ” do mestrando **WILLIAM JOSE LOPES DE FREITAS**, candidato ao Grau de Mestre em Odontologia, na Área de Concentração em CLINICA INTEGRADA, sob orientação da Profª Drª HELEN JAMIL KHOURY e Co-orientação do Prof. Dr. JOSE THADEU PINHEIRO da Universidade Federal de Pernambuco. Dando início aos trabalhos a Prpf. Dª. LÚCIA CARNEIRO DE SOUZA BEATRICE, Chefe do Departamento de Prótese e Cirurgia Buço Facial, Fez a abertura da solenidade e convidou os senhores membros para compor a Banca Examinadora, passando os trabalhos da mesa para a Professora Alessandra de Albuquerque Tavares Carvalho. Seguindo, foram entregues aos presentes cópias do Regimento Interno do Curso de Mestrado em Odontologia, que trata dos critérios de avaliação para julgamento da Dissertação de Mestrado. O presidente da mesa após tomar posse dos trabalhos e conferir os membros convidou o mestrando para expor sobre o aludido tema, tendo sido concedido trinta minutos. O candidato expôs o trabalho e em seguida colocou-se a disposição dos Examinadores para argüição. Após o término da argüição os Examinadores se reuniram em secreto para deliberações formais. Ao término da discussão, atribuíram ao candidato os seguintes conceitos: Profª. Drª MARCIA MARIA FONSECA DA SILVEIRA (**Aprovado**), Profa. Dra. ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO (**Aprovado**), Prof. Dr. ANDERSON STEVENS LEONIDAS GOMES (**Aprovado**), O candidato por ter recebido três conceitos (**Aprovado**) é considerado (**Aprovado**), devendo o candidato acatar as sugestões da Banca Examinadora de acordo com o Regimento Interno do Curso. Face a aprovação, fica o candidato, apto a receber o Grau de Mestre em Odontologia, cabendo a UFPE através de sua Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação, tomar as providências cabíveis para os

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]

devidos fins. Nada mais havendo a tratar, o Senhor Presidente da Banca Examinadora encerrou a sessão e para constar eu, Oziclere Sena de Araújo Silva, lavrei a presente Ata que vai por mim assinada, pêlos demais componentes da Banca Examinadora e pelo recém formado mestre pela UFPE, **WILLIAM JOSE LOPES DE FREITAS**.

Oziclere Sena de Araújo Silva

Recife, 18 de dezembro de 2003.

Alessandra de Albuquerque Tavares Carvalho
Profa. Dra. **ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO - UFPE**

Presidente,

Marcia Maria Fonseca da Silveira
Profª. Drª. **MARCIA MARIA FONSECA DA SILVEIRA - FOP- UPE**

1º Examinador

Anderson Stevens Leonidas Gomes
Prof. Dr. **ANDERSON STEVENS LEONIDAS GOMES- UFPE**

2º Examinadora

[Signature]

Copie como original.

em 26/03/04.

Araújo Silva
336097.

À **Ednalva**, minha esposa pelo amor e compreensão na minha ausência;

Aos meus filhos, **William Júnior** e **Guilherme**, que me estimulam a buscar sempre um aprimoramento profissional;

In memorian

Ao meu pai **Gilberto**, pelo esforço para custear meus estudos;

À minha irmã **Waldeíres**, pelo apoio e incentivo recebido;

À minha mãe **Berenice**, guia e apoio em todos os momentos da minha vida;

In memorian

Ao amigo Professor **Ivan Brondi de Carvalho Filho**, pelo incentivo para cursar o mestrado;

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Deus, pela força na perseverança na vida.

Ao Professor Doutor **Edir Carneiro Leão**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Pernambuco, pela atenção e respeito que sempre me distinguiu;

Ao Professor Doutor **José Thadeu Pinheiro**, pela ajuda na escolha do tema desta dissertação, bem como pela Co-orientação do mesmo;

Ao Professor Doutor **Anderson Steves Leônidas Gomes** do Departamento de Física, da Universidade Federal de Pernambuco, pela atenção e empenho que dedicou a todos nós mestrandos;

Aos Professores do **Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco**, a minha gratidão;

Aos colegas do **Curso de Mestrado** pela convivência, troca de informações e incentivo, para o meu crescimento pessoal e científico;

Aos funcionários da **Pós-Graduação do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco**, pelo apoio nas minhas atividades no transcorrer do curso;

A todos do **Laboratório de Metrologia do Departamento Energia Nuclear**, e da **Central Analítica do Departamento de Química Fundamental, da Universidade Federal de Pernambuco**, técnicos e alunos, não só pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho, mas principalmente pela convivência agradável, especial aos mestrandos **Vinícius Saito de Barros e Renata Bourado Pinho**, pelo apoio no desenvolvimento da parte experimental da dissertação;

Ao Professor **Ildfonso Antônio Gouveia de Cavalcanti**, pela correção ortográfica deste trabalho, minha eterna gratidão;

Ao professor Doutor **Manfred Oswald Erwin Schirnart**, pela ajuda inestimável.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A professora Doutora Helen Jamil Khoury, por sua dedicação e orientação segura, minha especial GRATIDÃO e meu CARINHO a esta profissional competente.

RESUMO

Diversos materiais tem sido utilizados para a obturação de canais radiculares. O objetivo deste trabalho foi o de avaliar as propriedades físicas do Sealer 26, Endofill e Sealapex, três materiais muito utilizados na obturação de canais dentários. Foram avaliadas as suas propriedades físicas como radiopacidade, escoamento, tempo de manuseio, e espessura do filme produzida com base na norma 57 da Associação Americana Dental (ADA/ANSI). Os resultados mostraram que somente o sealapex apresentou inadequada radiopacidade, inferior à 4mm de alumínio, valor mínimo requerido nas normas internacionais. No uso clínico, esta deficiência é compensada com o uso da guta percha, não prejudicando o uso do sealapex para a obturação dentária. Nos testes de escoamento todos os materiais estudados apresentaram valores compatíveis com os requisitos da norma seguida, com valores que variaram de $28 \pm 0,5$ a $30 \pm 0,35$ mm. Quanto à espessura do filme todos os materiais estudados apresentaram valores compatíveis com os requisitos da norma 57 da ADA/ANSI, sendo que estes valores variaram de 44 a 50 μm . Com relação ao tempo de manuseio, os cimentos não puderam ser classificados devido a omissão de informações do fabricante, que segundo a norma seguida neste trabalho, os resultados deveriam ser comparados com os valores informados pelo fabricante.

ABSTRACT

Various materials have been utilized in the obturation of root canals. The objective of this study is to evaluate the physical properties of sealar 26, endofill and sealapex, three materials much used in the obturation of root canals. Their properties of radiopacity, flowage, working time, and film thickness produced, based on the normal number 57 of American Dental Association, were studied. The results showed that only sealapex presented inadequate radiopacity, less than 4 mm of aluminum, the minimum value required by International Standards. In clinical use this deficiency is compensated by the use of Gutta-percha, and thus not impairing the use of sealapex in the obturation of root canals. In the flow tests, all the materials studied showed compatible values according to the required normal standards, varying from 29 ± 0.05 to 30 ± 0.85 . The film thickness of the studied was also within the normal recommended with values varying from 44 to $50 \mu\text{m}$. Working time of the cements could not be classified due to the lack of information from the manufacturer.

1. INTRODUÇÃO

Hoje a radiografia tornou-se um procedimento de rotina dentro da prática odontológica, em especial na Clínica Endodôntica, onde se exige que quem a pratique tenha um conhecimento apurado de todo o processo radiográfico.

Diversos fatores interferem na qualidade de imagem radiográfica tais como: parâmetros do equipamento de raio-X, tipo de filme e o seu processamento. Estes fatores devem ser otimizados de maneira que permitam ao operador obter uma imagem que apresente nitidez de detalhes e visibilidade das estruturas anatômicas de interesse com a menor dose paciente, no caso particular da Endodontia a radiopacidade do material obturador do sistema de canais radiculares é importante pois, contribui para facilitar a visibilidade do mesmo, contribuindo assim para a qualidade de imagem .

A primeira fase na história da Endodontia se caracterizou pelo empirismo quando então Arquigenesno no século I descreveu, pela primeira vez, um tratamento para as pulpites, aconselhando a extirpação da polpa para conservar o dente e principalmente, para aliviar a dor.

Aplicando ainda conhecimentos empíricos da época, Maynard (1838), fabricou o primeiro instrumento endodôntico, a partir de uma mola de relógio, que foi usada para alargar e dar a forma cônica aos canais radiculares. Em 1855 surgiram vários materiais protetores pulpare com a finalidade de evitar a dor causada em consequência da condutividade térmica que ocorre através de restauração metálica do dente. O uso de fina camada de guta percha,, dissolvida em clorofórmio, como revestimento de canal foi preconizado pela primeira vez em 1867. (LEONARDO; LEAL , 1998)

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

RESUMO

ABSTRACT

1.INTRODUÇÃO	15
2.REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Características dos Materiais Obturadores de Canais Radiculares	18
2.2 Propriedades dos Cimentos Obturador	21
2.2.1 Tempo de Endurecimento e Espessura do Filme	21
2.2.2 Estabilidade Dimensional	23
2.2.3 Radiopacidade	24
3. PROPOSIÇÃO	32
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 Estudo da Radiopacidade	35
4.1.1 Preparo dos Corpos de Prova Para Testes de Radiopacidade	35
4.1.2 Sistema de Irradiação	37
4.2 Avaliação das Propriedades físicas dos cimentos Endodônticos	44
4.2.1 Teste de Escoamento.....	45
4.2.2 Tempo de Manuseio (WORKING TIME).....	46
4.2.3 Espessura do Filme	47
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	49
6. CONCLUSÕES.....	64

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
APÊNDICE.....	72

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 Composição química dos materiais utilizados neste estudo, bem como o nome do fabricante.....	34
TABELA 4.2 Associação de cores, para identificação dos corpos de prova.....	38
TABELA 5.1 Valores da densidade óptica para os cimentos Sealer 26 irradiado com 70Kv e 10 mAs.....	50
TABELA 5.2 Equação da curva da densidade óptica em função da espessura de alumínio, para filmes irradiados com 70Kv e 10mAs Y= densidade óptica e X= espessura em mm de alumínio.....	51
TABELA 5.3 Valores de espessura de alumínio correspondentes às densidades obtidas em cimento Sealer 26.....	52
TABELA 5.4 Valores da densidade óptica com o penetrometro de alumínio.....	53
TABELA 5.5 Valores de espessura de alumínio correspondente as densidades ópticas com filme irradiado com equipamento de raios-X de potencial constante	54
TABELA 5.6 Os valores da densidade óptica para o cimento Endofill irradiado com 70Kv e 10mAs.....	55
TABELA 5.7 Valores de espessura de alumínio correspondentes às densidades obtidas com o cimento Endofill.....	55
TABELA 5.8 Os valores da densidade óptica para os cimentos Sealapex irradiado com 70Kv e 10mAs	56

TABELA 5.9 Valores de espessura de alumínio correspondentes às densidades obtidas com cimento Sealapex	57
TABELA 5.10 Valores de equivalentes em alumínio de diversos materiais	58
TABELA 5.11 Valores das densidades ópticas e das espessuras equivalentes em mm de alumínio nos terços cervical e médio.....	59
TABELA 5.12 Valores dos diâmetros do filme obtidos no teste de escoamento como os materiais Sealer 26, Endofill e Sealapex.....	60
TABELA 5.13 Valores dos tempos de manuseio obtidos com os cimentos Sealer 26, Endofill e Sealapex.....	61
TABELA 5.14 Valores dos tempos iniciais do processo de endurecimento dos cimentos estudados.....	61
TABELA 5.15 Valores das leituras da espessura do filme nos materiais nos materiais estudados.....	62
TABELA 5.16 Resultado final da avaliação dos materiais Sealer 26, Endofill e Sealapex.....	63

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 4.1 Matérias e corpos de prova utilizados para avaliação da radiopacidade do Sealer 26, eEdofill e Sealpex.....	36
FIGURA 4.2 Imagem de uma amostra do cimento Sealapex após 10 dias em estufa	37
FIGURA 4.3 Arranjo experimental mostrando o posicionamento dos corpos de prova e do penetrômetro de alumínio sobre o filme radiográfico.....	38
FIGURA 4.4 Arranjo experimental de irradiação dos corpos de prova no aparelho de raios-X diagnóstico	39
FIGURA 4.5 Imagem do filme revelado dos corpos de prova e penetrômetro de alumínio e a identificação com marcação de chumbo	41
FIGURA 4.6 Imagem do fotodensitrômetro modelo 07-443	41
FIGURA 4.7 Arranjo experimental para confecção de canais in vitro	43
FIGURA 4.8 Arranjo experimental de irradiação dos canais in vitro	44
FIGURA 4.9 Instrumento em acrílico para fixação dos corpos de prova para os testes de escoamento, tempo de manuseio e espessura do filme	45
FIGURA 4.10 Imagem do disco formado com indicação dos diâmetros maior e menor instrumento em acrílico para teste	46
FIGURA 4.11 Micrômetro medindo a espessura inicial (direita) e a final (esquerda)	48

FIGURA 4.12 Colocação do peso no teste de espessura do filme	48
FIGURA 5.1 Variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio obtidas com o filme irradiado com 70Kv e 10mAs	50
FIGURA 5.2 Variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio obtidas com o filme 1 irradiado com 70 Kv e 10mAs no raio-X de potencial constante.....	53
FIGURA 5.3 Variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio obtidas com os materiais desse estudo	57

A avaliação do resultado do tratamento endodôntico, naquela época, era efetuada apenas pela ocorrência ou ausência de dor, inflamação ou fistula. Somente após a descoberta dos raios X por Roentgen foi possível obter informações sobre as condições sobre obturação dos dentes. Seis semanas após a descoberta dos raios X, Kells, cirurgião dentista de Nova Orleans, utilizou-os para verificar se o canal radicular havia sido bem obturado. (LEONARDO; LEAL,1997).

Nos tempos atuais não há dúvidas de que a radiografia é absolutamente essencial para o tratamento dos canais radiculares, uma vez que:

- (a) auxilia no diagnóstico das alterações dos tecidos duros dos dentes e da estrutura periapical.
- (b) Determina o número, localização, forma, tamanho e direção das raízes e canais radiculares.
- (c) Permite avaliar e confirma o comprimento dos canais radiculares antes de se fazer uso da instrumentação.
- (d) Permite localizar canais radiculares difíceis de encontrar ou não suspeitados através do exame da posição de um instrumento no interior da raiz;
- (e) Auxilia na localização de uma polpa que está muito calcificada e ou, retraída;
- (f) Possibilita determinação da posição relativa das estruturas na extensão vestibulo lingual.
- (g) Confirma a posição e adaptação da ponta do cone principal;
- (h) Auxilia na avaliação final da obturação do canal radicular;
- (i) Avalia, por meio de radiografias de controle, o sucesso ou fracasso do tratamento endodôntico. (INGLE ; TAINTOR , 1997)

Vale ressaltar que o objetivo principal da terapia endodôntica é o selamento hermético e permanente do sistema de canais radiculares. Para tanto, além de técnicas eficazes, o profissional deve ter a sua disposição materiais que apresentem boas propriedades

físico-químicas e biológicas, que, estimulem o processo de reparo apical, através de obturações biológicas (McELROY, 1955).

Um dos requisitos dos materiais de obturação é que apresentem radiopacidade suficiente para serem visualizados na radiografia. Para tanto é necessário que estes materiais, possuam em sua formação elementos de alto número atômico como por exemplo: bário, prata, bismuto, titânio. (PAIVA; ANTONIAZZI, 1984).

Um material obturador do sistema de canais radiculares deve possuir vários requisitos, dentre eles: a radiopacidade que tem importante papel de verificar a qualidade da obturação, distinguindo-a da dentina e osso alveolar. É nítida a importância da radiopacidade dos cimentos, juntamente com os cones de guta percha, promovendo uma obturação compacta que só poderá ser visualizada clinicamente pelo exame radiográfico (ALMEIDA et al, 1998).

Um material com radiopacidade deficiente propiciará uma imagem radiográfica deficiente, com marcas radiolúcidas, dando a impressão de falhas na obturação. Os materiais, portanto, utilizados na obturação deverão possuir radiopacidade tal que o corpo da obturação proporcione uma imagem radiopaca, nítida e homogênea em toda sua extensão (MORAES et al 1988).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Características dos Materiais Obturadores de Canais Radiculares

A obturação do canal radicular visa preenchê-lo com um material que possibilitar o seu hermético selamento de modo a prevenir as infecções dos testes e estimular o processo de reparo apical e periapical.

Segundo Prinz (1912), a obturação dos canais radiculares ocorreu desde os tempos remotos da prática da odontologia e a busca de um material ideal para a obturação dos canais continua sendo perseguida. Em 1908 Mayrhofer sugeriu o uso de bálsamo do peru como material obturador do canal radicular. Devido às dificuldades da época os dentistas resistiram ao seu uso.

Em 1912 Prinz propôs o uso de um composto contendo parafina e, em 1914 Callahan sugeriu o uso de uma solução guta percha dissolvida em clorofórmio. A resina vegetal guta percha é um material que nos dias atuais continua sendo utilizada na obturação dos canais radiculares, associada a outras substâncias .

Segundo Grossman (1974) os materiais obturadores dos canais radiculares devem apresentar as seguintes propriedades:

- 1- Devem ser de fácil introdução no canal radicular
- 2- Depois de inseridos no canal não devem apresentar contração
- 3- Devem ser impermeáveis à umidade
- 4- Devem ser bacteriostáticos ou pelo menos impróprios ao crescimento microbiano
- 5- Devem ser radiopacos

- 6- Não devem manchar a estrutura dentária
- 7- Devem ser estéreis ou passíveis de serem esterilizados de modo fácil e rápido não devem ser irritantes ao tecido periapical
- 8- Devem ser de fácil remoção do canal radicular quando isto se fizer necessário
- 10- Devem apresentar boa adesão às paredes do canal

Na prática é difícil encontrar um material que atenda a todas estas propriedades. O que geralmente ocorre é a prevalência de algumas propriedades em detrimento de outras. Os materiais obturadores endodônticos podem ser classificados segundo Golberg (1982) em :

- a) Materiais levados ao canal radicular em estado sólido
- b) Materiais levados ao canal radicular em estado plástico

No primeiro grupo a guta percha é a mais usada. Segundo trabalho de McElory (1955) , cones de guta percha tornam-se quebradiços quando expostos ao ar ou luz, devido ao processo de oxidação gradativa. Atualmente os cones de guta são industrializados com tamanhos e diâmetros iguais aos das limas e portanto são facilmente utilizados para obturação associados a pastas e ou cimentos.

Os cones de guta percha apresentam as seguintes características:

- 1- Boa adaptação às paredes dos canais radiculares.
- 2- Possibilidade de amolecimento e plastificação por meio de calor ou solventes químicos
- 3- Boa tolerância tecidual
- 4- Radiopacidade adequada
- 5- Estabilidade físico-química
- 6- Facilidade de remoção, se necessário.

Como desvantagens dos cones de guta percha , podemos citar:

- 1- Falta de rigidez para serem utilizados em condutos estreitos.
- 2- Falta de adesividade, por esse motivo devem ser acompanhados de cimento ou pasta.

Segundo Saqui (1989), em 1936 Grossman preconizou a utilização de um cimento à base de óxido de zinco e eugenol que contém prata. Em 1958, sensível ao problema apresentado pela oxidação da prata e alteração cromática dos elementos dentais devido aos compostos sulfetos formados, o pesquisador preconizou o uso de um outro cimento obturador, de cuja fórmula foi banida a prata. Novas modificações foram propostas por Grossman em 1974, que alterou a fórmula e ela é utilizada até os dias atuais, sob diferentes marcas comerciais, mais conhecidos como Cimento de Grossman é amplamente utilizado pelos profissionais brasileiros para obturação dos canais radiculares .

Fórmula do cimento de Grossman é:

Pó-

Óxido de zinco =42 partes

Resina Staybelite = 27 partes

Subcarbonato de bismuto = 15 partes

Sulfato de bário = 15 partes

Borato de sódio anidro = 1 parte

Líquido-

Eugenol

Esse cimento possui suavidade quando se trabalha com ele, plasticidade, adesividade e radiopacidade. A resina Staybelite confere adesividade à mistura, enquanto que o sulfato de bário proporciona maior radiopacidade ao material. O óleo de amêndoas doces retarda o endurecimento, de modo que o cimento demora 20 minutos, após o início da sua inserção no interior do canal, para que ocorra o seu endurecimento inicial. O eugenol deve ser novo e transparente. Quando ele está escurecido, encontra-se oxidado, absorve umidade do ar e tende a acelerar o endurecimento do cimento. Quando misturado corretamente, o cimento é branco, de aspecto cremoso, suave e sem grânulos grandes.

Os cimentos obturadores de canais radiculares que contêm hidróxido de cálcio nas suas fórmulas são os mais recentes dentre os cimentos endodônticos, dentre os quais podem-se citar o sealer 26, o CRCS e o sealapex.

2.2 – Propriedades dos cimentos obturadores

2.2.1 – Tempo de Endurecimento Espessura do Filme

A avaliação do tempo de endurecimento é importante para garantir que o operador tenha tempo suficiente de manusear o material e introduzi-lo no canal radicular. Isso é particularmente importante quando se obtura dentes multiradiculares. Um cimento que endurece no interior do canal radicular em poucos minutos pode ser um ponto desfavorável para o operador caso venha a necessitar realizar ajustes na obturação. Por outro lado um cimento que endurece muito lentamente pode irritar os tecidos periapicais, ou pode servir de causa de contração do cimento.

Grossman (1982) ressaltou a importância do conteúdo resinoso dos cimentos, ressaltando a influência do tempo de endurecimento desses materiais na irritação dos tecidos periapicais. Assim, o autor realizou um estudo para determinar o pH de seis resinas, naturais e sintéticas, e também para determinar o efeito dessas substâncias sobre o tempo de endurecimento dos cimentos obturadores. As resinas estudadas foram; Amend, Hikusui, Penresina, Primavera, Staybelite e WW. A adição de resina ao pó de óxido de zinco deu a ele corpo e consistência, e permitiu ao material endurecer após decorrido um tempo razoável. O cimento de zinco e eugenol sem resina não endurece em 24 horas e, após o endurecimento, era friável. Geralmente, quanto menor o pH da resina, menor o tempo de endurecimento observado. Segundo o autor, sabia-se que os ácidos aceleram o tempo de endurecimento do cimento de óxido de zinco e eugenol. O ácido benzóico e o acetato de zinco têm sido recomendados como aceleradores do tempo de endurecimento. Entretanto, o fato de que adição de uma resina ao cimento obturador do canal à base de óxido de zinco e eugenol afetará o tempo de endurecimento, acelerando-o ou retardando-o, não tinha sido relatado na literatura até então.

Savioli et al (1995) estudou as relações existentes entre cada um dos componentes químicos do pó do cimento tipo Grossman e as propriedades físicas: escoamento, tempo de endurecimento, estabilidade dimensional, solubilidade e desintegração, espessura do filme e radiopacidade. A especificação seguida para os testes foi a de número 57 da American Dental Association (1983). Para isso avaliou 7 fórmulas diferentes, iniciando com o óxido de zinco puro, e em seguida acrescentando-se as seguintes substâncias químicas: tetraborato de sódio anidro, resina natural, subcarbonato de bismuto, sulfato bário e, por fim, o cimento cuja fórmula é exatamente a proposta por Grossman em 1974 Segundo o autor, a resina natural é um excelente acelerador do tempo de endurecimento e responsável pelo aumento do escoamento, bem como pela expansão do cimento. O tetraborato de sódio é responsável pelo aumento da solubilidade e desintegração do cimento de óxido de zinco e eugenol. O subcarbonato de bismuto é muito superior ao sulfato de bário como agente radiopaco e, ainda, possibilita a obtenção de um cimento obturador de canais radiculares com menor alteração dimensional, menor solubilidade, bom escoamento, boa espessura do filme e tempo de endurecimento normal. Os cimentos que continham apenas o subcarbonato de bismuto ou somente o sulfato de bário como agente radiopaco, ou ainda esses dois elementos balanceados, em iguais porções, apresentaram propriedades físicas que se enquadraram nas exigências da norma 57 da ADA.

Estudos do tempo de endurecimento e da espessura do filme do cimento obturador do canal radicular presentes no mercado nacional foram efetuados por Silva et al (1994)B. Foram estudados os materiais das marcas Grossman, Fillcanal, Endofill e Inodon. A avaliação foi efetuada com base na especificação 57 da ADA. Os resultados encontrados mostraram que o tempo de endurecimento variam de 14 min para o Inodor a 3 horas e 35 min para o Fillcanal. As espessuras do filme dos cimentos testados estão de acordo com a especificação 57, apresentando valores inferiores a 50 micrometros, com exceção para o Inodor que apresentou espessura do filme de 70 micrometros.

Fidel et al.(1995) estudaram o tempo de endurecimento dos seguintes cimentos endodônticos que contêm hidróxido de cálcio em suas fórmulas: Apexit, Sealapex, CRCS, Sealer 26, seguindo a norma 57 da ADA. O cimento CRCS evidenciou um tempo de endurecimento de 23 minutos; o Apexit, 1 hora e 30 minutos, o sealer 26, 41 horas e 22 minutos e o sealapex, 45 horas e 34 minutos.

As propriedades de escoamento de um cimento dependem em parte dos ingredientes que compõem, e em parte do tempo de endurecimento. Isso é particularmente pertinente ao escoamento dos cimentos no interior do canal radicular, onde o tempo de endurecimento é grandemente acelerado, quando comparado ao tempo de endurecimento do cimento sobre a placa de vidro.

O óxido de zinco comercial afeta variavelmente o tempo de endurecimento dos cimentos, dependendo do método da sua preparação química e da sua fonte de obtenção se mineral ou a partir de misturas. Não apenas a temperatura e a umidade da boca aceleram o endurecimento do cimento no interior do canal, mas a pouca espessura do filme do cimento desempenha um papel importante.

2.2.2 Estabilidade dimensional

Trabalhos de Hyde (1986) com sealapex mostraram que este apresenta alto grau de solubilidade e desintegração, não possibilitando a aferição do teste de adesão devido à dificuldade que este cimento tem de endureper.

Orstavik (1983) realizou um importante trabalho onde analisou o escoamento, tempo de trabalho e resistência à compressão de vários materiais endodônticos. Os materiais estudados foram: AH26, Diaket, Endomethasone, Estesone, Eucaryl Poudre, Forfenan, Formocresol, Formule G. Ivanhoff, Kerr's pulp canal sealer, Kloroperka N-O, Kri 1 paste, Merpasone, Mynol C-T, N2 Universal, ProcoSol, Propylor, Pulp-dent root canal sealer, Roth 811, Traitement SPAD, Tubliseal e óxido de zinco e eugenol. Dentre as conclusões do autor, destacou-se a de que as propriedades de escoamento dos cimentos obturadores do canal radicular variaram grandemente, sendo, para várias marcas, altamente dependentes da proporção pó-líquido do material manipulado. A determinação do tempo de trabalho é preferivelmente feita com as medidas do escoamento como uma função do tempo. Os resultados apontaram a necessidade de os fabricantes fornecerem uma proporção pó-líquido ótima para o uso dos materiais estudados.

2.2.3 Radiopacidade

A radiopacidade do cimento endodôntico é um requisito básico do material obturador, uma vez que somente através da imagem radiográfica é possível avaliar a qualidade da obturação do canal. A radiopacidade do material obturador deve ser tal que seja possível distinguir da dentina e do osso cortical. As características da imagem de uma radiografia dental são influenciadas por diversos fatores tais como: densidade do filme e contraste, bem como as características geométricas da imagem relacionados com a magnificação, nitidez e distorção. A imagem radiográfica apresenta diferentes tons de cinza, que variam em função da densidade e espessura do objeto radiografado. Dois termos são utilizados em odontologia para descrever as áreas claras e escuras, que são respectivamente: Radiopaco e radiolúcido.

O termo radiolúcido refere-se à área de radiografia que é escura ou preta. Isto ocorre pois a estrutura anatômica presente nesta região tem uma baixa densidade e portanto permite a passagem do feixe de raios-X com reduzida resistência. O termo radiopaco refere-se aos materiais de alta densidade, que absorvem raios X incidentes e

portanto acarretam a formação da área clara na imagem no filme. Estruturas como osso e dentina são materiais radiopacos.

A radiografia dentária ideal deve apresentar diferentes tons de cinza não devendo ser muito clara ou muito escura. Uma radiografia de qualidade é aquela que apresenta imagens com contraste e densidade suficientes para se obter o maior número de informações para o diagnóstico.

Como 1mm do osso cortical ou da dentina apresentam uma radiopacidade equivalente a 1mm de alumínio, a norma 57 da ADA requer que a radiopacidade para um material obturador seja igual ou superior a uma espessura de 4mm de alumínio para que o material obturador seja considerado adequado.

Higinbotham, em 1967, comparou 06 amostras de cimentos com cone de guta percha. As amostras com 1,1 mm de espessura foram radiografadas utilizando um filme oclusal e após o processamento, foram medidas as densidades ópticas com um fotodensitômetro de reflexão-transmissão. Os resultados variaram de 0,55 a 1,17 para os cimentos, sendo de 0,35 para os anéis de aço e 0,78 para o cone de guta percha.

Andrade, em 1973, testou algumas substâncias como propilenoglicol, óxido de zinco, sub-carbonato de bismuto, com o objetivo de proporcionar ao hidróxido de cálcio uma radiopacidade, aliado à facilidade de preencher o terço apical do sistema de canais radiculares. Foram utilizados cilindros plásticos, que foram preenchidos pelos materiais e radiografados. O cilindro que continha hidróxido de cálcio, propilenoglicol e sub-carbonato de bismuto apresentou-se mais radiopaco. Estas substâncias ainda foram testadas em um dente canino humano recém extraído apresentando radiopacidades semelhantes aos encontrados com os cilindros plásticos.

McComb e Smith, em 1976, avaliaram in vitro várias propriedades, de 09 cimentos endodônticos encontrados comercialmente, sendo sete à base de óxido de zinco e eugenol e dois resinosos (Diaket e AH26). Para o estudo da radiopacidade utilizaram corpos de prova com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. As leituras das densidades ópticas variaram de 0,08 a 0,65. A densidade óptica varia inversamente com a transmissão de luz. Portanto, maior o valor da densidade óptica, menos radiopaco é o material. Não havia, até então, uma norma para avaliação da radiopacidade dos materiais obturadores.

Boscolo et al , em 1979 , avaliaram a radiopacidade de 8 cimentos endodônticos, entre eles, o AH 26 e o cimento de óxido de zinco e eugenol. As amostras dos materiais foram confeccionadas com matrizes de acrílico com orifício de 5 mm de diâmetro, após a obtenção das radiografias, foram feitas leituras no fotodensitômetro. Os resultados mostraram o cimento AH26 como mais radiopaco, seguido por Endomethasone, Tubliseal e cimento de óxido de zinco e eugenol.

Byer-Olsen e Orstavik, em 1981, apresentaram uma metodologia para padronização dos testes de radiopacidade para os materiais de uso odontológico, a qual serviu para base do desenvolvimento de normas. Aqueles autores utilizaram anéis de teflon com 1 mm de espessura e 10 mm de diâmetro para confeccionar as amostras padronizadas , as quais foram radiografadas com penetrômetro de alumínio e amostras de 1 mm de espessura de dentina e guta percha. Os valores de radiopacidade dos cimentos variaram de 0 a 13,58 mm de alumínio, sendo que óxido de zinco e eugenol apresentaram radiopacidade equivalente a 5,58 de alumínio, a guta percha 6,44, a dentina 0,63 e o cimento AH 26, 6,66 mm de alumínio. A partir dos resultados concluíram que a metodologia é válida para mensuração da radiopacidade, porém os resultados encontrados deveriam ser correlacionados a estudos clínicos para permitirem uma definição da radiopacidade mínima necessária para os materiais obturadores.

Kaffe et al, em 1983, avaliaram a radiopacidade de 14 marcas de cones de guta percha para verificar se estavam de acordo com as normas de ANSI/ADA no. 57, de 1983. Os cones foram aquecidos e homogeneizados numa massa uniforme para, então, serem condensados em

anéis de 10 mm de diâmetro interno e 2 mm de espessura, sendo grupos desses discos radiografados em filmes oclusais juntamente com um penetrômetro de alumínio, com degraus de 1 a 20 mm de altura. A densidade óptica foi determinada pela média de 4 leituras realizadas por um fotodensitômetro em diferentes áreas do disco, sendo expressa ao equivalente em milímetro de alumínio. Os resultados variaram de 11 a 16 mm de alumínio, provando que todas as marcas de guta percha eram mais radiopacas que o exigido pela norma (4 mm de Al).

Orfali et al, em 1987, testaram a radiopacidade de dez materiais e compararam as normas da ISO 6876 e ADA nº 57. que pedem a confecção de amostras de 1 e 2 mm de espessura, respectivamente. Os autores usaram discos das amostras com três espessuras, respectivamente. Os autores usaram discos das amostras com três espessuras diferentes: 1,3 mm, 0,5 mm e em um canal artificial, onde os materiais foram condensados juntamente com cones transparentes. Os valores foram medidos com um fotodensitômetro e os resultados variaram entre o equivalente a 1,95 e 11,30 mm de alumínio para os materiais com 1,3 mm de espessura e entre 1,37 e 3,26 mm de Al para amostras com 0,5mm. A seqüência dos materiais foi a mesma para ambas as espessuras. No dente artificial variou de 0,42 a 1,30 mm de Al e a ordem foi diferente, talvez devido à viscosidade que pode ter afetado a espessura desses espécimes. Concluíram que a viscosidade é um fator que deveria ser considerado quando avalia-se a radiopacidade de materiais obturadores de canal.

Moraes et al em 1988 estudaram a radiopacidade do cimento AH26, o mesmo acrescido de hidróxido de cálcio, cimento de óxido de zinco e eugenol, guta percha e várias misturas experimentais, acrescidas ou não de hidróxido de cálcio. Estes materiais foram radiografados e após mensurados através de fotodensitômetro, os autores concluíram que: o cimento AH26 com hidróxido de cálcio diminuiu sua radiopacidade sem, ficar abaixo do recomendado pelas norma da ADA.

Alacam et al, em 1990 avaliaram a radiopacidade de dois materiais de contraste diatrizoato Meglumine (65%) e lothalamato Meglumine (60%), misturados ao hidróxido de cálcio. Os autores concluíram que estes materiais podem ser utilizados como alternativos ao sulfato de bário, como agente opacificador, juntamente com o hidróxido de cálcio em materiais obturados do sistema de canais radiculares.

Katz et al., em 1990, avaliaram a radiopacidade de amostras de dentina e 1 mm de altura e de várias marcas de guta percha, incluindo cones principais e auxiliares, por meio de amostras com 1 mm de espessura por 10 mm de diâmetro, além de investigar o efeito de filmes tipo D-speed e E-speed na radiopacidade dos materiais. Os valores foram obtidos com um densitômetro óptico, por intermédio de 3 medições em cada disco, não havendo diferença entre os dois tipos de filmes. A radiopacidade dos discos de dentina obtidos na porção apical de 16 dentes unirradiculados variou entre o equivalente a 1,00 e 1,30 mm de alumínio e a guta percha de 6,49 a 8,83 mm de Al.

Shah et al, em 1996, avaliaram radiopacidade de 7 cimentos usados em obturações retrógradas, dentre eles, dois a base de óxido de zinco e eugenol, além de guta percha e dentina. De acordo com a norma ISO 6876, foram feitas cinco amostras de cada material, sendo radiografadas em filmes oclusais e as densidades medidas por um fotodensitômetro e convertidas ao equivalente em milímetros de alumínio. O Kalzinol (à base de ZOE) apresentou radiopacidade equivalente a 7,97 mm de alumínio, o IRM 5,30; a guta percha 6,14; e a dentina 0,70 mm de Al. A radiopacidade equivalente a 3 mm de Al, muitas vezes, é insuficiente para um material retrobturador devido ao pequeno volume dos preparos retrógrados, sobreposição com trabeculado ósseo e grau de mineralização da dentina. Portanto, esses materiais deveriam ter normas próprias, exigindo mais radiopacidade do que a sugerida para os cimentos endodônticos convencionais.

Carvalho Filho em 1997 estudando a radiopacidade de quatro tipos de cimento endodônticos (Vidrion-endo, Apexit, Fillcanal e Endomethasone) confeccionou corpos de prova com 10 mm de diâmetro e 3 de espessura. Estes corpos de prova foram radiografados em filmes de sensibilidade diferentes (Ultra-speed e Agfa Geavert), utilizando diferentes tempos de exposição, na pesquisa foram utilizados aparelhos de Raios X de 50 e 70 KVp. Após a análise dos resultados o autor concluiu que os cimentos testados apresentaram radiopacidade superior à raiz dental, porém não apresentaram diferenças significativas quanto a radiopacidade. Mas o Vidrion Endo eo Fillcanal foram os mais radiopacos, os filmes Ektaspeed plus, Agfa e as exposições realizadas com 50Kvp exibiram as maiores

radiopacidades, e nos menores tempo de exposição quando utilizado 70 Kvp, constatou-se radiopacidades maiores.

Petry et al., em 1997, compararam a radiopacidade dos cimentos fill canal, N-Rickert, Sealer 26 e Sealapex com uso de um equipamento de imagem digitalizada, Accu-Ray. Os autores não especificaram a proporção pó/líquido do Sealer 26, nem o proporcionamento dos demais cimentos. Os materiais foram colocados em tubos plásticos e radiografados após 24 horas da presa, para então serem realizadas as análises gráficas e das densidades ópticas dos materiais. Sendo que não encontraram diferenças estatística entre à radiopacidade desses cimentos.

Almeida et al, em 1998, estudaram a radiopacidade de 04 cimentos endodônticos: N-Rickert; AH 26, Sealapex e Fill Canal. Estes cimentos foram estipulados sobre placa de vidro despolida, com uma espátula flexível nº 24, de acordo com as proporções fornecidas pelos fabricantes e colocadas em moldes de plásticos com diâmetro de 5 mm e uma espessura de 2 mm, segundo um filme oclusal (Kodak – EKTASPEED – plus) e foi empregado aparelho de Raios X , Spectro II, marca Dabi ATLANTE, operando com 50 Kvp e 10 mA, a uma distância foco filme de 20cc. A radiografia, depois de feita, foi analisada através de fotodensitômetro e os resultados apresentaram os cimentos N-Rickert e fill canal com maior radiopacidade quando comparamos com cimentos AH26 e Sealapex, sendo este o de menor radiopacidade. Ono e Matsmoto, em 1998, avaliaram a radiopacidade, entre outras propriedades físicas de um novo cimento obturador, o CH 61. Este cimento foi comparado com Ah26, Sealapex e Canal. A radiopacidade foi averiguada de acordo com a norma da ISO 1986. A radiopacidade dos materiais diminuíram na seguinte ordem: AH26, Canals, CH61 e Sealapex.

Brandão , em 1999, estudando a radiopacidade, entre outras propriedades dos cimentos resinosos Sealer 26 e do Sealer plus e MBP(experimentais) e comparando com os cimentos de óxido de zinco e eugenol, utilizou anéis metálicos com diâmetro interno de 10 mm e 1 mm da altura, que foram preenchidos com os cimentos e duas amostras de guta percha a partir de cones principais plastificados e condensados em anéis e ainda amostras obtidas pelo seccionamento transversal da raiz de um dente canino superior, em uma máquina de corte com disco diamantado, com 1 mm de espessura dos terços cervical, médio e apical do dente. As

amostras foram radiografadas em um filme oclusal, juntamente com um penetrômetro de alumínio. Após o processamento automático realizado por uma máquina processadora Perio-pro, a radiopacidade foi determinada com o uso do aparelho fotodensitômetro MRA. O cimento Sealer plus foi o que apresentou melhor radiopacidade, seguindo pelo BMP e cimento de óxido de zinco e eugenol, contudo, não foi superior à guta percha. Todos os cimentos apresentaram valores superiores ao mínimo do equivalente a 3 mm de alumínio estabelecido pela norma ISO/DIS 6876.

Duarte, em 1999, avaliou a influência do acréscimo de 5 e 10% de hidróxido de cálcio ao AH plus em relação às suas propriedades. A determinação da radiopacidade foi realizada por imagem digital. Os corpos de prova dispostos sobre uma placa ótica conjuntamente com um penetrômetro de alumínio e após sensibilizadas com um aparelho de raios X com tempo de exposição variando de 0,3 s, as placas foram scaneadas no Digona, onde foi determinada radiográfica e convertida em milímetros de alumínio. Os resultados comprovaram que a inclusão de hidróxido de cálcio não acarretou alterações significativas na radiopacidade do material.

Costa, (2000), avaliando a radiopacidade dos cimentos Pulp Canal Sealer, Tubliseal, AH plus e Sealapex, confeccionaram anéis metálicos com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, conforme especificação nº. 57 ADA/ANSI e após radiografado com aparelho de raios-x com 60 KVp e 10 mAs, à uma distância foco/filme de 40mm, juntamente com penetrômetro de alumínio, as radiografias foram digitalizadas através de scanner e submetido à análise da radiopacidade através de intensidade feixes. A ordem de radiopacidade crescente foi de Sealapex 5,7 mm Al; Pulp Canal Sealer Tubliseal e AH plus com radiopacidade superior a 10 mm Al. Estando todos dentro dos padrões em vigor.

Ferreira, (1996), preocupado em avaliar a densidade radiográfica de dez resinas compostas, inseria estas em cavidades oclusais padronizadas de molares inferiores extraídos, onde foram fotopolimerizadas, radiografadas e efetuadas as leituras, através de um fotodensitômetro, para a verificação da radiopacidade. Constatou-se, então, que a resina FulFil foi a mais radiopaca.

Stanford et al (1987), ao avaliarem a radiopacidade de onze resinas compostas fotopolimerizáveis, indicadas para restaurações de dentes posteriores, observaram que todas apresentaram radiopacidade superior, em relação à dentina e não necessariamente ao esmalte. Assim, os autores concluíram que a radiopacidade mais alta proporciona maior facilidade de distinção entre a resina composta e a estrutura do dente.

A radiopacidade do esmalte, dentina, polpa e de trinta e dois materiais, entre os quais hidróxidos de cálcio, fosfato de zinco, amálgamas, resinas compostas e ionômeros de vidro, foi estudada por Prevost et al, em 1990. Destes materiais, quase metade foi menos radiopacos que a dentina; quatro apresentaram-se semelhantes à dentina e inferior ao esmalte, enquanto que os quatorze restantes tiveram suas radiopacidades superiores ao esmalte. Assim, os autores puderam concluir que aqueles materiais cuja radiopacidade foi menor que a da dentina, não devem ser usados como base ou forramento, pois poderiam ser confundidos com dentina cariada ou descalcificada.

As radiopacidades do esmalte, da dentina e de quatorze resinas compostas modernas com diferentes espessuras, foram aferidas e comparadas a um padrão equivalente em milímetros de alumínio, por Curtis et al, em (1990). Também foi determinado o grau ótimo de radiopacidade para materiais compostos, a fim de facilitar o diagnóstico radiográfico de cáries recidivantes. Dessa forma, concluíram que a identificação de espaços vazios e cáries recorrentes é facilitada, quando a densidade radiográfica de uma resina composta é semelhante ou levemente inferior a do esmalte.

Figueredo. et al 1997 avaliaram, "in vitro", a radiopacidade dos cimentos endodônticos sealapex e sealer – 26 quando a estes foram acrescentados diferentes proporções do iodofórmio, tendo como controle o cimento fill canal. Os resultados foram obtidos através do sistema Accu-ray de imagem digitalizada e de testes colorimétricos. Para ambos os cimentos testados, a proporção de 1/2 de iodofórmio para um de cimento foi a que, com a menor quantidade de iodofórmio adicionado igualou-se estatisticamente ao cimento fill canal.

3.PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propõe avaliar, segundo requisitos da norma 57 da American National Standards / American Dental Association Specification as seguintes propriedades físicas: Radiopacidade, Escoamento, Tempo de Manuseio e Espessura do Filme dos cimentos Sealer 26, Endofill e Sealapex usados para obturação do sistema de canais radiculares.

A partir dos resultados obtidos espera-se fornecer aos profissionais clínicos e especialistas da área da Odontologia, informações importantes para a escolha do material obturador do sistema de canais radiculares, permitindo assim o adequado tratamento dos pacientes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente procurou-se identificar junto às três maiores empresas de revenda de materiais odontológicos, localizadas na cidade de Recife, quais as marcas de cimentos obturadores do sistema de canais radiculares mais vendidas nos últimos 12 (doze) meses. O resultado da consulta mostrou que em ordem decrescente os materiais mais vendidos foram o Sealer 26[®], Endofill[®] e Sealapex[®].

Estes materiais foram então selecionados para o desenvolvimento deste trabalho, no qual procurou-se verificar se estes materiais atendem aos requisitos da norma adotada no Estados Unidos e definida na norma 57 da Associação Americana Dental (ANSI/ADA), que especifica os requisitos para os materiais de uso odontológico.

Na tabela 4.1 estão apresentadas as composições químicas dos materiais utilizados neste estudo, as quais foram obtidas com base em dados do fabricante.

Quadro 4.1- Composições químicas dos materiais utilizados neste estudo, bem como o nome do fabricante

cimento Sealer 26 - Fabricante - Dentsply

Na forma de Pó –

Hidróxido de cálcio.....	37%
Óxido de bismuto.. ..	43%
Hexametileno Tetramina.....	14%
Dióxido de Titânio.....	5%

Resina - Epóxi de bisfenol A

O cimento Endofill - Fabricante - Dentsply

Na forma de Pó

Protoxido de zinco p. a	40,5g
Resina Hidrogenada (staybecite).....	28g
Subcarbonato de Bismuto.....	16g
Sulfato de Bário.....	15g
Borato de Sódio Anidro p. a	0,5g

Líquido – Eugenol	5 ml
Óleo de amêndoa -	1 ml

O cimento sealapex – Fabricante - Kerr

Pasta base –

Hidróxido de Cálcio.....	25%
Sulfato de Bário	20%
Óxido de Zinco.....	.6%
Dióxido de Titânio.....	5,1%
Estearato de Zinco.....	1%

Pasta Catalisadora -

Resina de Polietileno.....	NI
Dióxido de Titânio.....	NI
Sílica.....	NI
Metilsalicilatro.....	NI
Pigmentos.....	NI

NI = não informado pelo fabricante.

Nota: Composições químicas fornecidas pela bula que acompanha os materiais acima em suas embalagens.

Também foram analisadas amostras de guta percha uma vez que este material é usado associado ao cimento na obturação dos canais.

Segunda a norma 57 ADA/ANSI os materiais em estudo são classificados na categoria tipo II, e devem ser avaliados quanto à sua radiopacidade e às suas propriedades físicas que envolvem: o tempo de manuseio, espessura do filme (Film Thickness), estabilidade dimensional e resistência à solubilidade ou desintegração na presença dos fluidos do corpo humano e escoamento. Neste trabalho foram avaliadas as seguintes propriedades: radiopacidade, escoamento, tempo de manuseio e espessura do filme.

4.1. ESTUDO DA RADIOPACIDADE

Para avaliação das propriedades da radiopacidade dos cimentos em estudo foram preparados corpos de prova de cada material. Destes foram escolhidos dois de cada material a fim de realizar as irradiações e o estudo de radiopacidade.

4.1.1. Preparo dos corpos de prova para o teste de radiopacidade:

Para o estudo da radiopacidade dos materiais foram preparados corpos de prova, segundo os requisitos estabelecidos na norma 57 da Associação Americana Dental. Para tanto, foram confeccionados anéis de latão com diâmetro interno de 10 mm e 2 mm de altura. Estes anéis foram colocados sobre placas de vidro de 2mm de altura (10 x 5 cm) isolados com vaselina, e preenchidos até a superfície com porções de cimento Sealer 26, Endofill, Sealapex e Guta percha. Para o preenchimento dos anéis foram preparados os cimentos da seguinte forma: Os cimentos foram espatulados sobre uma laje de vidro polida, conforme as indicações do fabricante. As espatulações sempre foram realizadas pela mesma pessoa. Para o cimento sealer 26 fez-se uso de duas partes de pó para uma de resina até a obtenção de uma mistura lisa e homogênea. Para o cimento sealapex utilizou-se 1,5 cm tanto para a pasta base quanto a pasta catalítica, espatulando-as até obter uma mistura homogênea.

Quanto ao cimento utilizou-se um pó que foi sendo incorporado a três gotas da resina, espatulando-se bem até conseguir a consistência desejada.

Após preenchimento dos anéis com os cimentos, a superfície foi nivelada com colocação de outra placa de vidro, para remoção dos excessos dos cimentos e da guta percha. Após uma semana em estufa a 37° C, as amostras foram lixadas em ambas as superfícies, com uma lixa de granulação 1200, para nivelamento até a altura do anel metálico, obtendo-se assim homogeneidade nas espessuras dos corpos de prova. A figura 4.1 mostra os materiais utilizados neste estudo.

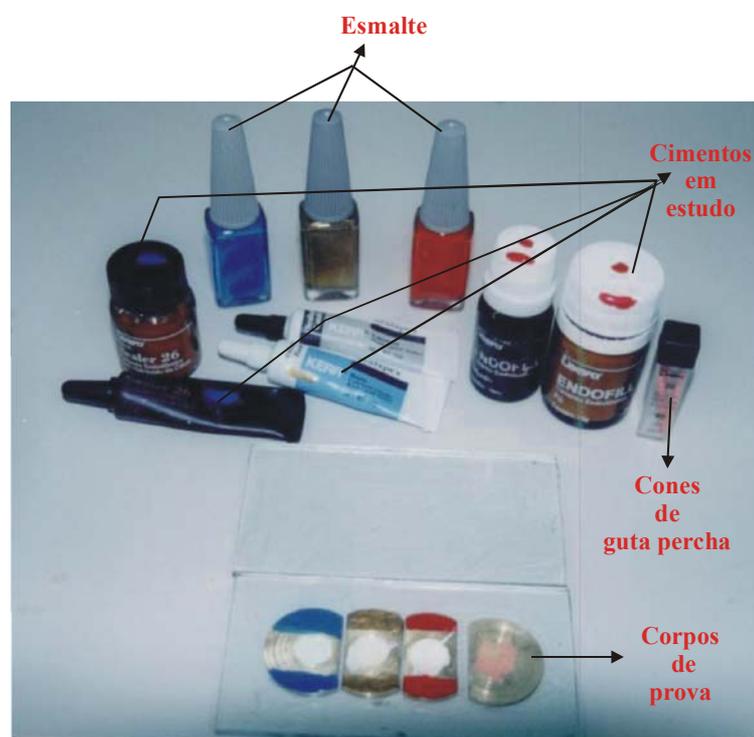


Figura 4.1-Materiais e corpos de prova utilizados para avaliação da radiopacidade do Sealer 26, Endofill , Sealapex e Guta percha

Nota: O esmalte presente na figura acima tem a função de associar as cores para identificação dos corpos de prova.

Em algumas amostras do cimento sealapex houve dificuldade de endurecimento, chegando a ser necessário ultrapassar 8 dias para que endurecesse (tomasse “presa”). A figura 4.2 apresenta uma das amostra que após 10 dias em estufa não endureceu.

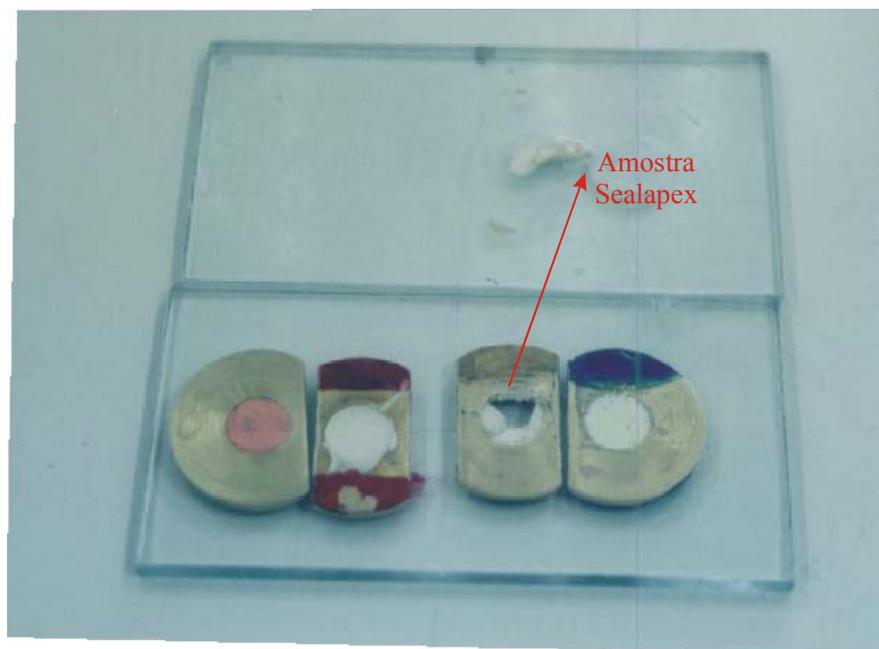


Figura 4.2- Imagem de uma amostra do cimento sealapex após 10 dias em estufa

Como na prática diária da odontologia utiliza-se guta percha associada aos cimentos obturadores dos sistemas de canais radiculares, procurou-se também confeccionar corpos de prova com este material, a fim de avaliar sua radiopacidade. Para tanto, foram utilizados amostras de guta percha na forma de cones de diferentes calibres, chamados normalmente em odontologia de principais e acessórios. Estes cones foram previamente aquecidos de modo que a sua textura amolecasse e permitisse que fossem misturados e colocados no anéis metálicos, formando assim o corpo de prova. Cuidados experimentais foram tomados para garantir a homogeneidade da mistura e o completo preenchimento do anel metálico.

4.1.2. Sistema de irradiação

Para o estudo da radiopacidade, os corpos de prova (anéis metálicos), contendo os cimentos em estudo e a guta percha foram inicialmente identificados com diferentes cores, de modo a associar a cor ao tipo de cimento. A tabela 4.2 mostra esta associação.

Quadro 4.2. – Associação de cores, para identificação dos corpos de prova

CIMENTO	COR
Sealer 26	Azul
Endofill	Vermelho
Sealapex	Amarelo

Para a irradiação um conjunto formado por 4 corpos de prova, um de cada cimento e um de guta percha, foi posicionado sobre um filme radiográfico tipo oclusal, fixado sobre a mesa de irradiação, conforme mostra a figura 4.3. O filme utilizado foi Kodak Insight com 5,7 X 7,6 cm². Junto com os corpos de prova foi colocada uma cunha de alumínio com degraus com espessura variando de 1mm a 10mm. (Figura 4.3), chamada de penetrometro.



Figura 4.3 – Arranjo experimental mostrando o posicionamento dos corpos de prova e do Penetrometro de alumínio sobre o filme radiográfico

O conjunto foi posicionado sobre um suporte de isopor colocado na mesa do aparelho de raios-X e a 400 mm de distância do foco do aparelho de raios-X diagnóstico de marca GRD, conforme mostra a figura 4.4. O isopor foi utilizado para distanciar as amostras da mesa, evitando assim que a radiação retro-espalhada atinja o filme radiográfico e portanto afete a medida da radiopacidade.

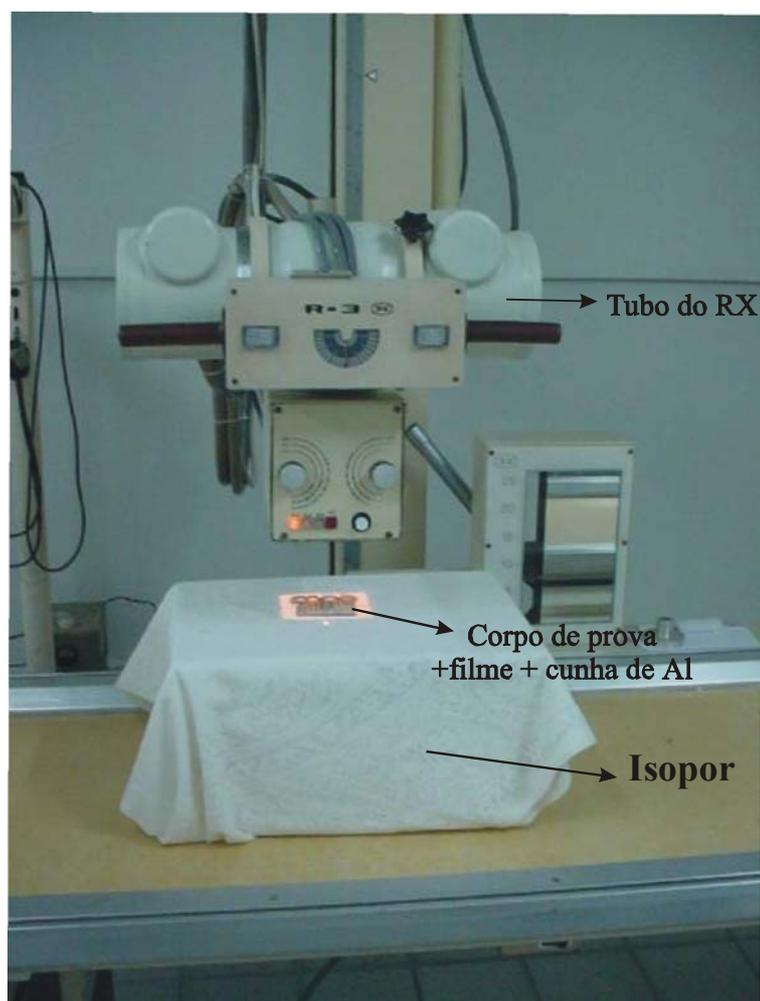


Figura 4.4 - Arranjo experimental de irradiação dos corpos de prova no aparelho de raios-X. Diagnóstico

A tensão do aparelho foi fixada em 70Kv e corrente em 10 mA, conforme recomenda a norma ADA/ANSI. A exatidão e precisão da tensão de operação do equipamento de raios-X foram previamente avaliados pelo laboratório de Metrologia de Radiações Ionizantes – DEN/UFPE. Os valores encontrados mostraram que a variação entre a tensão aplicada ao tubo de raios-X e o valor normal é inferior a 3% e que a variação na reprodutibilidade deste valor de tensão também é inferior a 3%.

Foram irradiados com raios-X diagnósticos 6 filmes, com o tempo de irradiação de cada filme foi de 1 segundo e um filme irradiado com raios –X de potencial constante (Pantak), nas mesmas condições anteriores, tomou-se o cuidado, durante o processo de irradiação, de abrir os colimadores do equipamento de raios-X de modo que as dimensões do campo de radiação cobrisse todas as amostras e a cunha de alumínio. Desta forma, procurou-se garantir a uniformidade da intensidade da radiação incidente em todas as amostras.

Após a irradiação o filme foi revelado manualmente, tomando-se o cuidado de controlar a temperatura do revelador e o tempo de revelação. Foi utilizado o tempo de revelação de 3 min. com o revelador a temperatura de 24,5°C, com base nas recomendações do fabricante. No fixador o filme permaneceu por 6 min. e no banho final com água corrente limpa o tempo foi de 10 min. Para tanto, foi utilizada a câmara escura de DEN/UFPE com ausência total de luz, a sala possui um sistema de vedação que não permite a entrada de luz na sala. O revelador e o fixador foram preparados conforme as instruções do fabricante e o tempo e temperatura da revelação foram controlados. Para controle do tempo utilizou-se o cronômetro C-510 e para a temperatura o termômetro Nuclear da Victoreen. A figura 4.5 mostra a imagem obtida após a revelação do filme. Os algarismos I,II e III que aparecem junto aos anéis correspondem à imagem de marcadores de chumbo colocados junto aos anéis durante a irradiação, e utilizados para identificar na imagem o material de cada cimento. Após a revelação as densidades ópticas (D.O.) dos filmes foram lidas com um densitrômetro da Victoreen modelo 07-443, mostrado na figura 4.6.

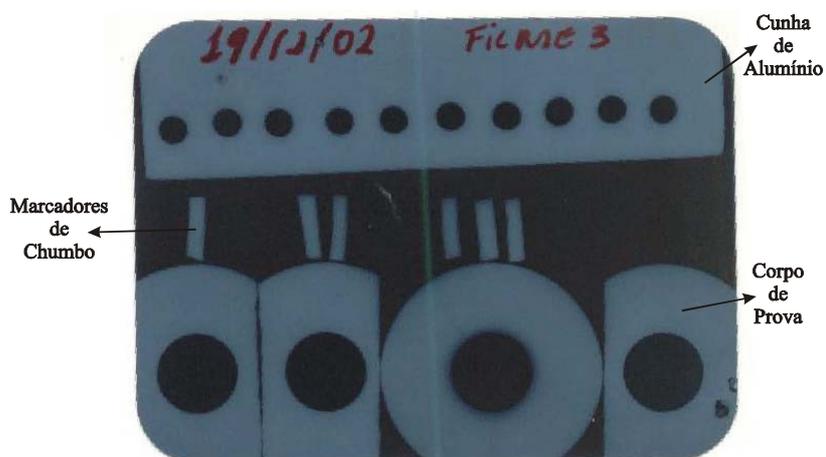


Figura 4.5 – Imagem do filme revelado dos corpos de prova e cunha de alumínio e a identificação com marcadores de Chumbo



Figura 4.6 - Fotodensitrômetro Modelo 07-443

A leitura da base do filme chamada de leitura do branco, foi subtraída dos valores das densidades ópticas obtidas nos pontos correspondentes aos cimentos e as espessuras dos degraus do penetrometro de alumínio. Na área correspondente a cada um

dos cimentos foram efetuadas 5 leituras da D.O e a média usada como referência para determinar a espessura equivalente em alumínio.

Com os valores da D.O para os degraus de alumínio foi possível traçar o gráfico que relaciona a D.O com a espessura em mm de Al. Com este gráfico obtido para cada filme foi possível obter, a partir do valor médio da média da D.O de cada cimento, a espessura de alumínio correspondente. A partir deste valor procurou-se verificar se ele atendia à norma que exige que, a espessura equivalente em alumínio seja igual ou maior a 4mm, para garantir a adequada radiopacidade do material em estudo.

Embora a norma 57 da Associação Americana Dental avalie a radiopacidade dos materiais isoladamente, na prática, durante a obturação do canal radicular, utiliza-se ao mesmo tempo a guta percha e algum cimento obturador. Com o objetivo de avaliar a radiopacidade dos cimentos junto com a guta percha, e também de estimar a variação da radiopacidade ao longo do canal radicular, foram preparadas amostras de “canais in vitro” conforme Castro (1999), os quais foram preenchidos com cimentos junto com guta percha obturados com a técnica de condensação lateral. Para a preparação do canal in vitro foi utilizado silicone cotoflex® que foi colocado em um recipiente plástico e neste foi introduzida uma peça de alumínio de 8 mmX20mmX25mm que permitiu obter uma cavidade no bloco de silicone. Após o endurecimento do silicone, o alumínio foi retirado e o espaço vazio foi preenchido com resina ortoftálica cristal®. Uma tampa metálica contendo duas limas nº 80 com conicidade 06 presas à sua superfície foi fixada sobre a resina, de modo que as limas penetrassem na resina até uma profundidade de 20mm conforme mostra a Figura 4.7

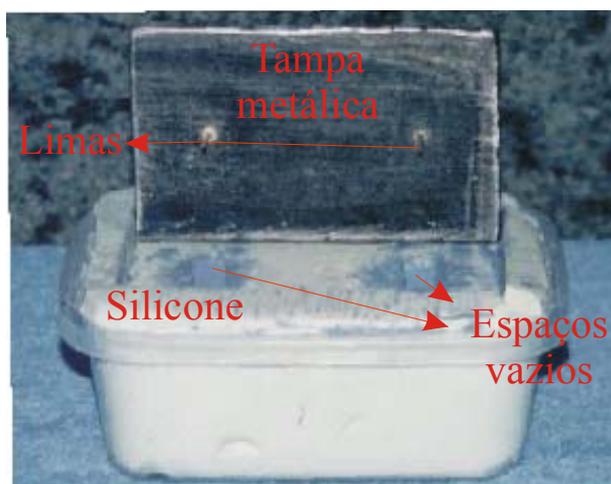


Figura 4.7- Arranjo experimental para confecção das amostras de “canais in vitro”

Após a polimerização da resina, a tampa juntamente com as limas, foi retirada, obtendo-se assim uma estrutura equivalente à de um canal radicular, chamado de canal in vitro.

Utilizando cada cimento em estudo, preparado com a guta percha, foi efetuada a obturação do canal, utilizando a técnica de condensação lateral ativa. A técnica consiste em usar um cone de guta percha (principal) devidamente envolto em cimento manipulado segundo as especificações do fabricante, foi inserido no canal artificial de maneira a adaptar-se ao limite de 20mm. Posteriormente, o espaçador digital foi introduzido ao lado do cone principal, forçando-o ligeiramente de encontro às paredes do canal. Em seguida, o espaçador foi removido e o espaço criado foi preenchido por um cone acessório totalmente envolvido por cimento. Desta maneira, o canal foi completamente preenchido com cone acessório nos terços apical médio e cervical até que os espaçadores não penetrassem mais. Após o completo preenchimento do canal artificial, os excessos de cone foram cortados com auxílio de um condensador vertical aquecido e foi realizada uma condensação vertical com pluggers (condensadores) com o objetivo de deixar a obturação bem compactada. Foram obturados 05 canais artificiais utilizando a técnica de condensação lateral ativa.

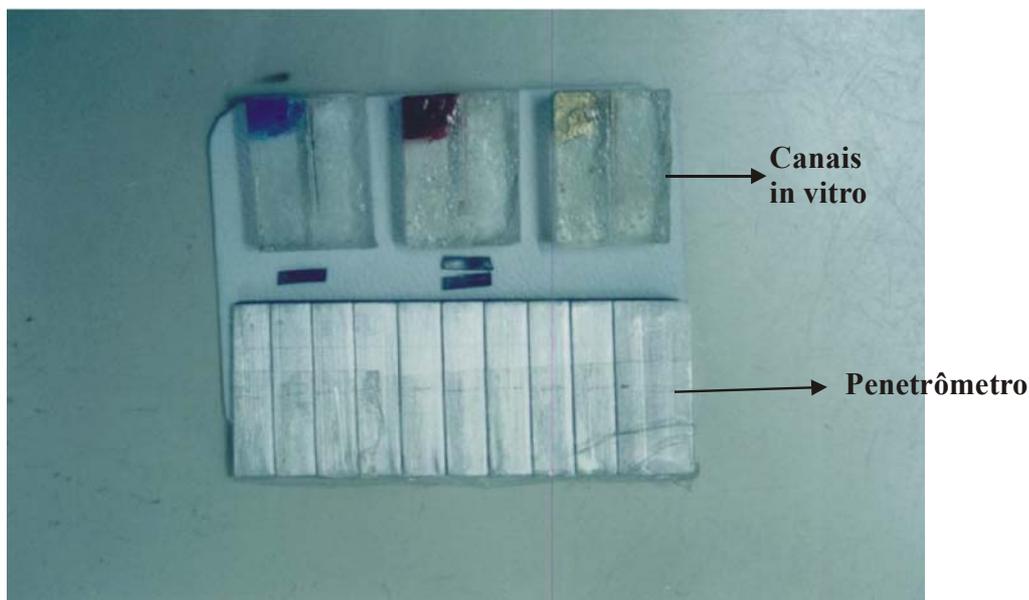


figura 4.8 arranjo experimental de irradiação dos canais in vitro

4.2 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DOS CIMENTOS ENDODONTICOS.

Para os testes de escoamento, tempo de manuseio e espessura do filme foi necessário confeccionar um suporte que permitisse fixar o corpo de prova durante o teste. Este suporte foi confeccionado em acrílico e consiste de uma base com 30cmx20cmx1cm com duas barras laterais de 20cm de altura cada. Uma placa de acrílico com 5cmx30cmx1cm une as barras laterais na parte superior dando fixação a estas colunas. No centro desta placa foi efetuado um orifício central através do qual passa um bastão de acrílico que tem nas suas duas extremidades duas placas de acrílico. Na extremidade inferior a placa mede 7cmx7cmx1cm e esta serve para pressionar o corpo de prova que está sendo analisado. A placa da extremidade superior tem dimensões de 9cmx9cmx1cm e serve de suporte para o peso que é utilizado nos testes. A figura 4.9 mostra a foto do suporte.



Figura 4.9-Instrumento em acrílico para fixação dos corpos de prova para os testes de escoamento, tempo de manuseio e espessura do filme

4.2.1 TESTE DE ESCOAMENTO

Para realização do teste de escoamento foram utilizadas duas placas de vidro com as seguintes dimensões 30mmX30mmX2mm. Uma das placas foi posicionada sobre a base do suporte de acrílico descrito anteriormente e abaixo dela foi colocado papel milimetrado.

Cada cimento em estudo foi preparado conforme os procedimentos descritos pelo fabricante e após 3 minutos do início da manipulação um volume de 0,5 ml foi colocado dentro de uma seringa descartável e colocado sobre a placa de vidro, posicionada no suporte. Tomou-se o cuidado para que a amostra fosse depositada no centro da placa. A outra placa de vidro foi colocada sobre o material e o bastão com um peso de 120g foi fixado sobre a amostra em estudo. Após 10 min, contando a partir do início da manipulação do material, o peso foi retirado e foram efetuadas as

medidas dos dois diâmetros do disco (menor e maior) formado pelo cimento em estudo, que foi espalhado. (Figura 4.10)

O teste foi repetido 3 vezes e a média dos valores dos diâmetros medidos foi calculada e comparada com o valor de aceitação. Segundo a norma 57 ADA/ANSI, os cimentos devem apresentar neste teste um diâmetro maior ou igual a 25mm. Se o disco obtido não fosse uniformemente circular ou se os diâmetros maior e menor apresentassem uma diferença maior que 1mm, o teste era desprezado e repetido, conforme estabelece a norma 57 ADA/ANSI.

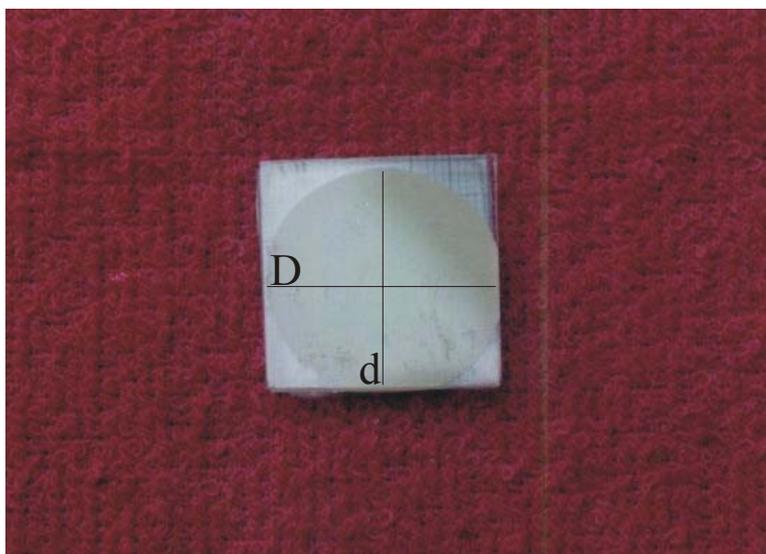


Figura 4.10 –Imagem do disco formado com indicação dos diâmetros maior e menor

4.2.2 TEMPO DE MANUSEIO

Para este estudo, uma placa de vidro de 30mmx30mmx2mm foi posicionada sobre um papel milimetrado, esta placa foi posicionada sobre a base de acrílico. O material em estudo foi preparado segundo as recomendações do fabricante e com auxílio de uma seringa graduada, 0,5ml do material foi colocado sobre a placa de vidro, outra placa foi usada para cobrir o material e sobre esta foi baixado o bastão do suporte de acrílico com peso de 120g (Figura 4.13). Determinou-se o tempo decorrido após o início do manuseio do material para que o diâmetro do disco formado pelo material comprimido obtido tivesse um valor 10% menor do que o diâmetro obtido no teste de nivelamento. A média de 3 medidas foi utilizada para analisar o tempo de manuseio. Segundo as normas internacionais, o valor de aceitação deve ser um tempo igual a 10% do valor informado pelo fabricante.

4.2.3 ESPESSURA DO FILME

Para realização deste teste foram utilizados duas placas de vidro com dimensões de 14mmx14mmx5mm, cada. Inicialmente as duas placas foram colocadas em contato e a espessura do conjunto foi medida com um micrometro. Em seguida, as placas foram separadas e uma delas foi posicionada no centro do suporte de acrílico e sobre esta placa foi colocada cuidadosamente e de forma centrada uma quantidade do material em estudo, 3min após o início de manipulação. A segunda placa foi posicionada sobre o material e o bastão de acrílico com um peso de 15Kg foi fixado sobre as placas. (Figura4.11).

Tomou-se o cuidado para garantir que o material odontológico colocado na placa preenchesse toda a área do vidro, sem derramar para fora. Após 10 minutos contados a partir do início da manipulação do material, o peso e o bastão foram retirados e a espessura das duas placas juntas foi medida com o micrômetro. O valor obtido foi subtraído do valor da espessura das placas, medido inicialmente. A diferença de espessura das duas placas de vidro com e sem filme de cimento obturador interposto entre elas corresponde

à espessura do filme testado. O teste foi repetido três vezes e a média das leituras foi comparada com o valor de aceitação que é de $50\mu\text{m}$.

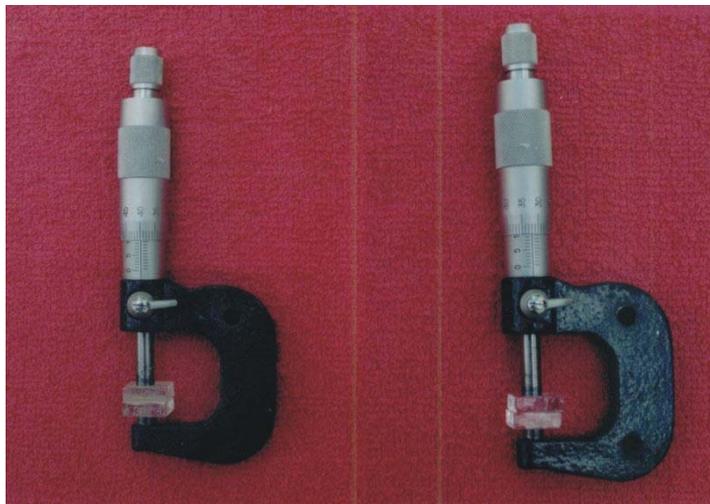


Figura 4.11- Micrometro medindo a espessura inicial (direita) e a final (esquerda)



Figura 4.12- colocação do peso no teste de Espessura do filme na base inferior do instrumento, está o micrômetro

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 – Radiopacidade

5.1.1 – Cimento Sealer 26

Os resultados das densidades ópticas obtidas com as leituras dos 6 filmes irradiados com o material Sealer 26 estão apresentados na tabela 5.1. Os valores apresentados correspondem à densidade óptica líquida, isto é ao valor da densidade óptica do filme menos a leitura da densidade óptica da base.

Tabela 5.1 – Valores da densidade óptica para os cimentos sealer 26 irradiado com 70Kv e 10mAs

FILME	LEITURA					LEITURA MÉDIA	AMOSTRA
	L1	L2	L3	L4	L5	LM	
1	1.22	1.23	1.26	1.26	1.26	1,246 ± 0,008	1
2	1.33	1.36	1.35	1.37	1.37	1,356 ± 0,007	
3	1.16	1.15	1.17	1.17	1.14	1,158 ± 0,005	
4	1.76	1.81	1.82	1.81	1.83	1,803 ± 0,012	2
5	1.75	1.75	1.76	1.77	1.77	1,76 ± 0,004	
6	1.8	1.84	1.83	1.84	1.84	1,83 ± 0,007	

Os dados mostram que os valores das densidades ópticas entre os filmes 1 a 3 apresentam uma pequena variação, em relação aos filmes 4 a 6. Isto deve-se ao fato que os três primeiros filmes foram efetuados com um corpo de prova diferente do utilizado nos outros filmes. Por outro lado variações observadas na D.O. de mesmo conjunto de filmes decorrem de fatores que afetam o enegrecimento do filme tais como: procedimentos de revelação, características do filme, etc. A utilização do penetrometro de alumínio junto com as amostras, no momento da irradiação, teve por objetivo de permitir mensurar estas influências em cada filme. As leituras das densidades ópticas medidas para cada degrau da cunha de alumínio, permitiram traçar a curva de variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio e a partir dela determinar a equação que relaciona a densidade óptica com a espessura de alumínio. A figura 5.1 mostra o gráfico obtido a partir dos dados das densidades ópticas em função da espessura de alumínio, para o filme 1.

	D.O	L.B.	D.O.L
10	1,55	0,45	1,1
9	1,63	0,45	1,18
8	1,77	0,45	1,32
7	1,9	0,45	1,45
6	2,06	0,45	1,61
5	2,25	0,45	1,8
4	2,49	0,45	2,04
3	2,7	0,45	2,25
2	2,99	0,45	2,54
1	3,35	0,45	2,9

L.B. = leitura da base
D.O. = densidade óptica
D.O .L.= densidade ótica líquida

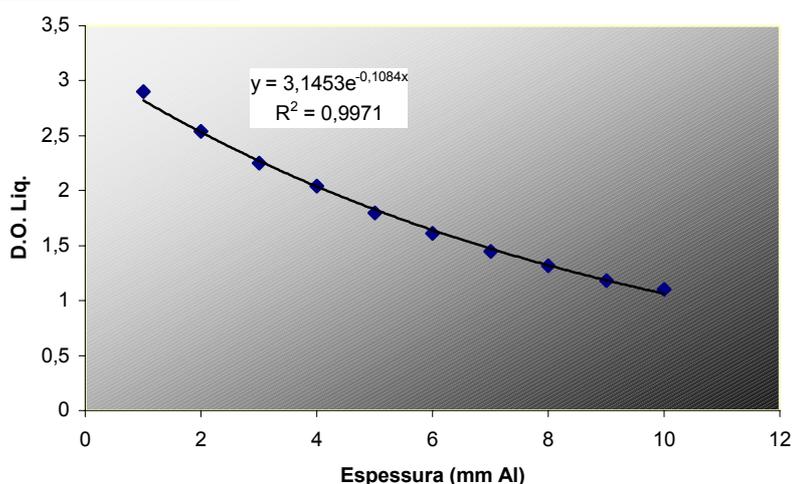


Figura 5.1 -Variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio obtidas com o filme 1 irradiado com 70Kv e 10mAs

Os gráficos correspondentes às curvas das densidades ópticas em função da espessura de alumínio, bem como as leituras das densidades ópticas (D.O.) obtidos com os outros 5 filmes estão apresentados no apêndice. A tabela 5.2 mostra as equações correspondentes às curvas obtidas com gráficos da densidades ópticas e a espessura do alumínio para os demais filmes.

Tabela 5.2 – Equação da curva da densidade óptica em função da espessura de alumínio, para filmes irradiados com 70Kv e 10mAs. Y=densidade óptica e X= espessura em mm alumínio

Filme	Equação
1	$y = 3,1453 e^{-0,1084x}$
2	$y = 3,2349 e^{-0,1113x}$
3	$y = 2,9673 e^{-0,1134x}$
4	$y = 5,2948 e^{-0,1085x}$
5	$y = 5,2069 e^{-0,1069x}$
6	$y = 5,16 e^{-0,1035x}$

Através das equações apresentadas na tabela 5.2 e dos valores das densidades ópticas medida com o cimento Sealer 26, apresentadas na tabela 5.1, foi possível obter a espessura do alumínio correspondente à densidade óptica com o cimento e os resultados obtidos estão apresentados na tabela 5.3.

Tabela 5.3-Valores de espessura de alumínio correspondentes à densidade óptica obtida com cimento sealer 26

	Densidade Óptica Sealer	Espessura de Alumínio (mm)
Filme 1	1.25	8.54
Filme 2	1.35	7.81
Filme 3	1.16	8.3
Filme 4	1.80	9,62
Filme 5	1.8	9,9
Filme 6	0,76	9,98

Valor mínimo de aceitação segundo a norma 57 é de 4mm Al

A análise dos dados mostra que os resultados dos três primeiros filmes apresentam valores de espessuras equivalentes em alumínio menores do que os obtidos com os outros três filmes. Esta diferença é atribuída ao fato de que as imagens efetuadas com os três primeiros filmes correspondem a um corpo de prova diferente do utilizado no outro lote. Variações no preparo e no preenchimento e compactação do material ao anel metálico podem estar influenciando o resultado.

Os resultados das densidades ópticas obtidos com o filme irradiado com o equipamento de raios-X de potencial constante estão apresentados na tabela 5.4. A figura 5.2 mostra o gráfico da curva de variação da densidades óptica em função da espessura de alumínio.

Tabela 5.4- Valores das densidades ópticas obtidas com o penetrometro de alumínio.
D.O.- Densidade bruta, LB - Densidade óptica da base e DOL - Densidade óptica líquida

ESCALA Espessura de Al(mm)	DE ALUMINIO		
	DO	LB	DOL
10	1,14	0,31	0,83
9	1,22	0,31	0,91
8	1,33	0,31	1,02
7	1,49	0,31	1,18
6	1,65	0,31	1,34
5	1,87	0,31	1,56
4	2,13	0,31	1,82
3	2,43	0,31	2,12
2	2,76	0,31	2,45
1	3,19	0,31	2,88

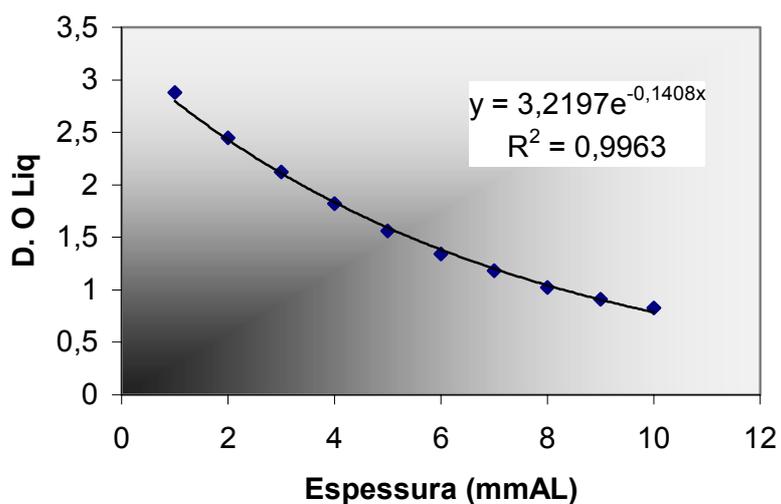


Figura 5.2 -Variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio obtidas com o filme 1 irradiado com 70Kv e 10mAs no raio x potencial constante

Com base na equação da curva na tabela 5.2 foi possível calcular a espessura do alumínio correspondente ao valor da densidade óptica do sealer 26. A tabela 5.5 mostra os valores das densidades ópticas medidas em 5 pontos da amostra e o correspondente valor em espessura de alumínio. O resultado mostra que os valores encontrados estão de acordo com o resultado encontrado com o corpo de prova (amostra 1) e filme do primeiro lote, irradiado com equipamento de raios-X diagnóstico. Pode-se concluir que o fato do equipamento raios-X diagnóstico não ser de potencial constante não afeta a determinação da radiopacidade dos materiais.

Tabela 5.5 – Valores de espessuras de alumínio correspondentes as densidades ópticas com filme irradiado com equipamento de raios-X de potencial constante

MATERIAIS	LEITURA MÉDIA	ESPESSURA(mm Al)
SEALER 26	$0,90 \pm 0,015$	8,48
ENDOFILL	$0,69 \pm 0,045$	10,28
SEALAPEX	$2,34 \pm 0,033$	2,11
GUTA PERCHA	$0,50 \pm 0,0045$	12,41

Valor mínimo de aceitação segundo a norma 57 é de 4mm Al

A partir dos valores das espessuras equivalentes em alumínio obtidos com os 6 filmes irradiados com o equipamento de raios-X diagnóstico e de potencial constante (pantak) determinou-se o valor da espessura média que foi de $8,95 \pm 0,87$. Este valor é superior a 4mm, que é o valor mínimo requerido pelas normas internacionais para que o material endodôntico seja claramente distinguido tanto do osso cortical ou da dentina.

5.12 Cimento Endofill

Os resultados das densidades ópticas obtidas com as leituras dos 6 filmes irradiados com o material endofill estão apresentados na tabela 5.6. Os valores apresentados correspondem à densidade óptica líquida, isto é o valor da densidade óptica menos o valor da densidade óptica da base.

Tabela 5.6 – Os valores da densidade óptica para os cimentos endofill irradiado com 70Kv e 10mAs

FILME	LEITURA DA D.O.					LEITURA MÉDIA	CORPO DE PROVA
	L1	L2	L3	L4	L5	LM	
1	0,98	0,98	0,97	1,05	1,01	$0,99 \pm 0,014$	1
2	1,11	1,05	1,08	1,10	1,15	$1,09 \pm 0,016$	
3	0,92	0,98	0,99	0,97	1,00	$0,97 \pm 0,013$	
4	1,49	1,48	1,5	1,48	1,49	$1,48 \pm 0,003$	2
5	1,42	1,42	1,42	1,42	1,44	$1,42 \pm 0,004$	
6	1,49	1,53	1,52	1,51	1,52	$1,51 \pm 0,006$	

Através das equações das curvas obtidas com o penetrômetro, apresentadas na tabela 5.2. Foi possível determinar a espessura do alumínio correspondente à densidade óptica obtidas com cimento endofill. A tabela 5.8 mostra os resultados dos valores de alumínio correspondentes das espessuras e às densidades obtidas em cimento endofill.

Tabela 5.7- Valores de espessura de alumínio correspondentes à densidade óptica obtida com cimento endofill

	Densidade Óptica Endofill	Espessura de Alumínio (mm)
Filme 1	0,99	10,66
Filme 2	1,09	9,77
Filme 3	0,97	9,85
Filme 4	1,54	14,57
Filme 5	1,5	14,13
Filme 6	1,62	13,46

Valor mínimo de aceitação segundo a norma 57 é de 4mm Al

Observa-se na tabela 5.7 que o cimento Endofill, que é um cimento a base de óxido de zinco e eugenol, apresenta D.O maior que a relatada, no trabalho de McComb e Smith (1976), onde a leitura da D.O variou 0,08 a 0,65.

Pelos resultados observa-se que o valor da espessura de alumínio correspondente à densidade óptica do cimento endofill é de $10,83 \pm 0,94$ mm, superior aos 4mm requerido pelas normas, o que significa que em termos da radiopacidade o cimento endofill atende as exigências de normas internacionais.

5.1.3 – Cimento Sealapex

Os resultados das densidades óticas obtidas com as leituras dos 6 filmes irradiadas para o material sealapex estão apresentados na tabela 5.8. Os valores apresentados correspondem à densidade óptica líquida.

Tabela 5.8 – Os valores da densidade óptica para os cimentos sealapex irradiado com 70Kv e 10mAs

FILME	LEITURA					LEITURA MÉDIA	AMOSTRA
	L1	L2	L3	L4	L5	LM	
1	2,16	2,58	3,09	2,22	2,12	$2,43 \pm 0,183$	1
2	2,35	2,32	2,45	2,40	2,38	$2,38 \pm 0,022$	
3	2,42	2,20	2,18	2,10	2,8	$2,34 \pm 0,126$	
4	4,25	4,16	3,89	4,16	3,87	$4,06 \pm 0,457$	2
5	4,21	3,97	4,11	4,21	4,20	$4,14 \pm 0,046$	
6	4,58	4,52	4,59	4,54	4,42	$4,53 \pm 0,030$	

Através das equações apresentadas na tabela 5.2 e dos valores das densidades óticas medidas com o cimento sealapex, apresentadas na tabela 5.7, foi possível dar a espessura do alumínio correspondente à densidade óptica com o cimento. A tabela 5.9 mostra os resultados dos valores de alumínio correspondentes das espessuras e às densidades obtidas em cimento sealapex.

Tabela 5.9- Valores de espessura de alumínio correspondentes às densidades ópticas obtidas com o cimento sealapex

	Densidade Óptica Sealapex	Espessura de Alumínio (mm)
Filme 1	2,43	2,38
Filme 2	2,38	2,75
Filme 3	2,34	209
Filme 4	4,28	1,96
Filme 5	4,17	2,02
Filme 6	4,21	2,72

Valor mínimo de aceitação segundo a norma 57 é de 4mm Al

Pelos resultados observa-se que o valor da espessura de alumínio correspondente à densidade óptica do cimento sealapex é de 2.16 ± 0.31 mm, inferior aos 4mm requerido pelas normas, o que significa que em termos da radiopacidade o cimento sealapex não atende as exigências de normas internacionais. A figura 5.3 mostra os valores da espessura equivalente de Al para os materiais analisados. Observa-se por este gráfico que o sealapex é o que apresentou o menor valor de espessura de Alumínio e portanto menor radiopacidade. Este resultado é similar ao encontrado por Figueiredo et al (1997), em estudos de radiopacidade do sealapex e sealer 26 realizados através de imagem digitalizada, mas, diferem dos estudos de Costa (2000) que confere ao sealapex um valor de espessura de alumínio de 5,7mm Al.

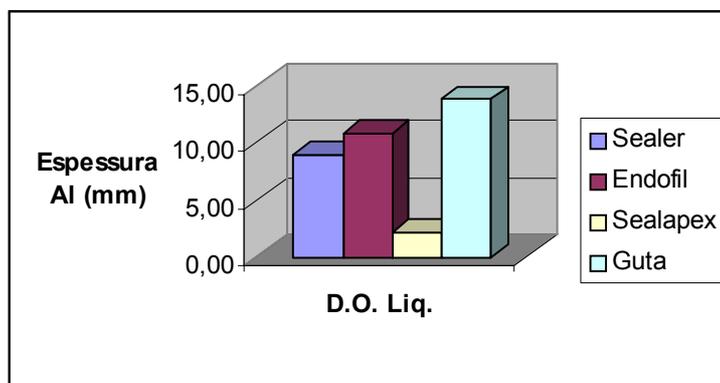


Figura 5.3- Variação da densidade óptica em função da espessura de alumínio obtidas com os materiais desse estudo

O valor de equivalente em Al, encontrado para a guta percha é maior do que encontrado em trabalhos Byer-Olsen e Orstavik, (1983); Katz et al, (1990); Shah et al, (1996), que mostram valores de espessura equivalente de alumínio variando de 6,5 a 9 mm, dependendo da marca do produto, mas, próximos aos valores de equivalente de Al encontrados no trabalho de Kaffe et al., (1990) que mostram valores de espessura equivalente de alumínio variando de 11 a 16mm de Al.

A Tabela 5.10 mostra de valores de equivalentes em alumínio encontrados na literatura para diversos materiais semelhantes aos estudados neste trabalho. Pristeh et al (1995)

Tabela 5.10 – Valores de equivalente de alumínio para diversos materiais

Material	Marca	Eq. mm Al
Óxido de zinco e Eugenol	Kalzinol	7,97
Óxido de zinco e Eugenol	IRM	5,30
Ethoxybenzoic	EBA	5,16

Valor mínimo de aceitação segundo a norma 57 é de 4mm Al

Observa-se que o material Kalzinol tem composição semelhante à do endofill, estudado neste trabalho, cujo valor da espessura equivalente em mm de Alumínio foi de $10,83 \pm 0,94$, próximo ao valor encontrado na literatura.

5.2 Canais in vitro

A tabela 5.11- mostra os resultados das densidades ópticas e das espessuras equivalentes em mm de Al encontrados com os canais obturados com materiais sealer 26,

sealapex e endofill, preparados em guta percha. As medidas referem-se às regiões cervical e média do canal. Na região apical do canal não foram efetuadas as medidas da densidade óptica uma vez que a largura da região é muito pequena, comparável às dimensões da janela do densitrômetro, o que impossibilitou a realização da medida com um grau de confiabilidade adequado.

A análise dos dados mostra que o material sealapex que apresenta uma radiopacidade baixa, com valores de equivalente em alumínio inferior a 4mm, quando misturado com a guta percha ocorre a compensação desta deficiência de modo que, a mistura guta percha mais o sealapex, apresenta uma radiopacidade em espessura equivalente em Al dentro dos limites aceitáveis. Este fato mostra que as propriedades da radiopacidade do cimento sealapex são melhorados com uso da guta percha, viabilizando o seu uso clínico.

Os resultados obtidos ao longo do canal (in vitro) mostraram que não há uma variação significativa entre o valor do espessura do equivalente de Al encontrado, para cada material, na região cervical e média do canal. Este fato evidencia a uniformidade do preenchimento do canal.

Tabela 5.11- Valores das densidades ópticas das espessuras equivalentes em mm de Al nos terços cervical e médio

Material	Região	Filme 1 D.O.	Filme 2 D.O.	D.O. média	Eq. Al (mm)
Sealer 26	Cervical	1.55	1.67	1.61	5.99 ± 0.10
	Médio	1.76	1.82	1.79	4.85 ± 0.29
Endofill	Cervical	2.12	1.6	1.86	5.23 ± 0.07
	Médio	1.83	1.88	1.85	4.83 ± 0.23
Sealapex	Cervical	1.60	1.43	1.51	6.53 ± 0.76
	Médio	1.74	1.84	1.79	$4.68 \pm .03$

Valor mínimo de aceitação segundo a norma 57 é de 4mm Al

5.2- TESTE DE ESCOAMENTO

Os resultados dos valores de maior e menor diâmetro correspondentes ao teste de escoamento medido para cada material em estudo estão apresentados na tabela 5.12.

Tabela 5.12 - Valores dos diâmetros do filme obtidos no teste de escoamento com os materiais sealer 26, endofill e sealapex

Material	Diâmetro (mm)
Sealer 26	28 ± 0.5
Endofill	30 ± 0.35
Sealapex	$29,80 \pm 0,38$

Os resultados mostram que não há diferença significativa entre os valores encontrados com os materiais sealer 26, endofill e sealapex, com relação ao teste de escoamento. Os valores dos diâmetros do disco formado pelo material apresentaram valores maiores que 25mm, que é o valor mínimo estabelecido na norma 57 da ADA/ANSI. Portanto os três materiais atendem aos requisitos de escoamento para os cimentos utilizados com sealapex, CH 61, AH 26 e canals.

5.3- TEMPO DE MANUSEIO

Os resultados do tempo de manuseio, medido como o tempo decorrido após o preparo do material, para que o diâmetro do filme seja 10% menor que o diâmetro final, encontrado no teste de escoamento, são apresentadas na tabela 5.13.

Tabela- 5.13 - Valores dos tempos de manuseio obtidos nos testes com os cimentos sealer 26, endofill e sealapex

Material	Tempo
Sealer 26	4'9''
Endofill	3'37''
Sealapex	7'81''

Segundo as normas, os resultados deveriam ser comparados com os valores informados pelo fabricante. Como esta informação não consta em nenhum dos produtos analisados, não foi possível efetuar a avaliação: Procura-se então identificar o tempo decorrido após o preparo para que o material inicie o processo de endurecimento, informação esta que também não é dada pelo fabricante. Para tanto, 0,5 ml do material suavemente com outra lâmina, formando-se um filme fino circular. Após 210 ± 5 seg. do início do preparo, adotado como tempo de referência inicial, mediu-se o tempo decorrido para que o diâmetro do disco diminuísse em 10% do seu valor inicialmente medido. Os resultados encontrados estão na tabela 5.14.

Tabela 5.14 - Valores dos tempos iniciais do processo de endurecimento dos cimentos estudados

Materiais	Tempo de trabalho	Tempo de Endurecimento segundo o fabricante
Sealer 26	1h e 45 min	12 horas
Endofill	1h e 40 min	20 min
Sealapex	Acima de 6h	60 min

Segundo trabalho de Grossman,1976, o tempo de manuseio adequado para os materiais obturadores dos canais radiculares é de 2h. Os valores visualizados mostram na tabela 5.14 que os cimentos Sealer 26, Endofill estão com os tempos próximos ao do trabalho de Grossman, o mesmo não aconteceu com o cimento sealapex que após 6 horas de observação não foi verificado o início do processo de endurecimento .

Segundo os trabalhos de Silva et al (1994)B, o tempo de endurecimento do Endofill é de 3 horas e 35min, os trabalhos de Fidel et al (1995) o tempo de endurecimento é de 41 horas e 22min. Para Sealer 26 e de 45 horas e 34 min. Para o Sealapex, o que difere dos tempos de endurecimento dados pelos fabricantes.

5.4 ESPESSURA DO FILME

Segundo a norma 57 da ADA/ANSI os materiais tipo II devem fornecer filmes de espessura máxima de 50 μ m, quando testado de acordo com os preenchimentos descritos na norma . Neste trabalho os resultados obtidos com cinco amostras de cada material estudado (Sealer 26, Endofill e Sealapex), avaliados de acordo com a referida norma , estão apresentadas na tabela 5.15.

Tabela 5.15- Valores das leituras da espessura(μ m) do filme nos materiais estudados

Material	L1	L2	L3	L4	L5	LM
Sealer 26	50	50	50	40	60	50
Endofill	50	50	40	50	60	50
Sealapex	40	40	40	50	50	44

LM= LEITURA MÉDIA

Os resultados mostram que os três materiais são adequados em termos da espessura do filme formado. Os valores encontrados na tabela 5.15 em reação ao Endofill estão semelhante ao trabalho de Silva et al 1994B.

A tabela 5.16. mostra, de uma forma resumida, o resultado da avaliação dos materiais sealer 26, endofill e sealapex, com base na norma 57 da ADA/ANSI. Na coluna 4(tempo de manuseio) não foi colocado o resultado, devido a impossibilidade de comparação dos nossos resultados descritos na tabela 5.14 com resultado que deveria ser informado pelo fabricante segundo a norma 57 ADA/ANSI.

Tabela 5.16 Resultado final da avaliação dos materiais deste estudo

Material	Radiopacidade	Escoamento	Tempo de manuseio	Espessura do filme
Sealer 26	Adequado	Adequado	—	Adequado
Endofill	Adequado	Adequado	—	Adequado
Sealapex	Não Adequado	Adequado	—	Adequado

A análise dos dados mostra que excetuando o sealapex, os demais materiais possuem propriedades físicas que atendem aos requisitos internacionais. O sealapex tem uma radiopacidade inferior à recomendada.

6.CONCLUSÃO

Mediante a análise dos resultados obtidos pode-se concluir a partir deste trabalho que: em relação à propriedade física da radiopacidade os cimentos Sealer 26 o Endofill estão adequados e atendendo as normas internacionais, mas com relação ao cimento sealapex, o mesmo não apresenta radiopacidade que atenda às normas internacionais. Esta restrição na prática não é percebida uma vez que esta deficiência é compensada com o uso da guta percha que é utilizada na obturação. Em relação às propriedades físicas de escoamento e espessura do filme aferidas segundo as normas internacionais podemos concluir que os materiais testados atendem aos requisitos das normas, porém, em relação ao teste tempo de manuseio não foi possível verificar se os materiais estudados estão dentro das normas, devido à omissão de informação do fabricante sobre este tempo.

É interessante dar continuidade ao trabalho analisando o efeito do tempo de endurecimento do material sealapex no processo de obturação do canal.

Sugere-se a continuidade do trabalho no sentido de: verificar a influência da marcha da guta nesta radiopacidade, uma vez que a literatura mostra uma grande variação do valor da D.O da guta dependendo de sua procedência, e analisar o efeito do tempo de endurecimento do material sealapex no processo de obturação do canal.

7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification no 57- Endodontic Filling materials, 1983.

ALACAM, T, GÖRGÜL, G., ÖMÜRLÜ, H. Evaluation of diagnostic Radiopaque contrast materials used with calcium hydroxide. J Endod, V 16, n 8, p 365-8, Aug. 1990.

ALMEIDA, P. M., ANTONIO, M.P.S, MOURA, A. A. M. Estudo Comparativo da radiopacidade de quatro cimentos obturadores de Canais radiculares. Rev. Inst. Ciênc. Saúde, v 16, n 1, p 27 – 30, jan/june 1998.

ANDRADE, S. Hidróxido de Cálcio: problema de Radiopacidade, Rev Brás Odontol, n 183, p 187 – 9, set/out. 1973.

BYER-OLSEN, E.M., ORSTAVIK, D. Radiopacity of root canal sealers. Oral Surg, v 51, n 3, p 320-8, Mar. 1981.

BOSCOLO, F. N., BENATTI, O, GONÇALVES, N. Estudo da radiopacidade Dos cimentos obturadores de canais radiculares. Rev Ass Paul Cirur Dent, V 33, n 2, p 154-60, mar/abr. 1979.

BRANDÃO, C.G. propriedades físico-químicas dos cimentos endodônticos resinosos sealer-26, e dos experimentais, sealer plus e MBP, comparadas às do óxido de zinco e eugenol. Bauru, 1999. 151p Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

CARVALHO FILHO, I.B. Avaliação da Radiopacidade de quatro cimentos obturadores do sistema de canais radiculares. Camaragibe. 1997. 70p Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia de Pernambuco . Universidade de Pernambuco

CASTRO, E. D. estudo comparativo da instrumentação de canais curvos com limas níquel-titânio dos sistemas Quantec 2000, Quantec SC, Quantec LX e Profile 29 T04. Bauru. 1999. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

COSTA, R. F., SCELZA, M.F.Z. Cimentos Endodonticos: avaliação da radiopacidade pela intensidade pixel. Braz Oral Res.(2000), p 86, abstract A205.

CURTIS, P.M., FRAUNHOFER, J.A. von FARMAN, A.G. the radiographic density of composite restorative resins. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v70, n2, p 226-30, Aug.1990.

DUARTE, M. A. H. Avaliação de algumas propriedades físicos-químicas do cimento AH plus puro e acrescido de hidróxido de cálcio. Bauru, 1999. 157p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

FERREIRA, R.A. Odontologia em imagens. Rev da APCD, v 50 , n 3 , p 218-28, mai./jun. 1996.

FIDEL; R.A.S.; SÓ, J.C.E.; BARBIN, E.L.; PÉCOR, J.D.: Estudo “in vitro” da estabilidade dimensional de alguns cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio. Rer. Bras. Odontol., v. 52, n.5, p. 14-16 set./out. 1995.

FIGUEIREDO, J.A.P.; VIDAR, M.M.; OLIVEIRA, F.F., FILIPPINI, H-F E GOMES, M.S. – Avaliação da radiopacidade dos cimentos sealapex e sealer 26, com adição de iodofórmio, através da imagem digitada – Rev. Fac. Odont Porto Alegre – V.38, n 2, p.11-18, Dezembro de 1997.

GROSSMAN, L.I. Endodontic Practice. 8 ed. Philadelphia, Lea &Febiger, 1974. p.299-300.

GROSSMAN, L.I.- Physical propcties of root canal ciments – J. Endodon, 2, 166-75,1976.

GROSSMAN, L.I. The effect of pH of rosin on setting time of root canal cements. J. Endod., v.8, n.7, p.326-7 July 1982.

HIGIBOTHAM, T.L. A comparative study of the phisical properties of five commonly used root canal sealers. Oral surg. Oral med oral Pathol, v 24, n 1, p 89-101, july. 1967.

HYDE, D.G. , Physical properties of root canal sealers containing cacium hydroxide. Michigam, 1986. 80p. Thesis (máster of science). University of Michigam.

INGLE, J. I., TAINTOR , J.F. Endodontia, 3 ed., Rio de Janeiro: Guanabara, 737p 1985.

KAFFE, I., LITTNER, M.M., TAGGER, M. et al. Is the Radiopacity Standard for Gutta-percha Suficient in Clinical Use. J. Endod, v 9, n 2, p 85-9, feb. 1983.

KATZ, A.A., KAFFE, F.; LITTNER, M. et al. Densitometric measurement of radiopacity of gutta-percha cones and Root dentin. *J Endod*, v 16, n 5, p 211-3, may. 1990.

LEONARDO, M.R.; LEAL, J.M. *Endodontia – tratamento de canais articulares*, 2 ed., São Paulo: Panamericana, 594 p, 1997.

McCOMB, D. SMITH, D.C. Comparison of physical properties of polycarboxylate-based and conventional root canal sealers. *J. Endod*, v 2, n 8, p 228-35, Aug. 1976.

McELROY, D.L. Physical properties of root canal filling materials. *J Am Dent Assoc*, v 50, p 433-40, April. 1955.

MORAES, I. G.; TAVANO, O., BERBERT A.R., A Radiopacidade de materiais obturados de canal radicular. *Odontólogo Moderno*, v 15, n 8, p 30-8. 1988.

ORFALI, F., LILLEY, J. D., MOLOKHIA, A. The radiopacity of some endodontic sealer cements. *J Dent Rev.*, v 66, n 4, p 876, Apr. 1987. Abstract 368.

ORTAVIK, D. Weight loss of endodontic sealers, cements and in water. *Scand. J. Dent. Res.*, v. 91, n. 4, p. 316-9 Apr 1983.

PAIVA, J.G.; ANTONIAZZI, J.H. *Endodontia base para a prática clínica*, 1ed. Artes Médicas. 1984.

PETRY, A.E.A. SALLES, A.A. KILIAN, L. et al. Evaluation of endodontic sealer radiopacity using digitized imaging equipment. *Braz Endod*.v 2, n 1, p 24-8, 1997.

PREVOST.A.P; FOREST-D.; TANGUAY, R. et al, Radiopacity of glass ionomer dental materials . Oral Surg. v. 70, n.2, p 231-5, Aug. 1990.

PRINZ, H. Filling root-canals with an improved parafinn compond, D. Cosmos, v. 54, n. 2, p. 1081-94, 1912.

SAQUY, P.C. Algumas características de tratamento endodônticos realizados por cirurgiões-dentistas de Ribeirão Preto. Ribeirão Preto, 1989. 133p. Dissertação (mestrado). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP.

SAVIOLI, R. N.; SILVA, R.G.; CRUZ FILHO, A.M.; PÉCORÁ, J.D.: Influência de cada componente do pó do cimento de Grossman sobre a relação pó/líquido e o tempo de espátulação. Rev. Odont. Brasil Central, v. 5, n. 14, p. 4-6 .Mar1995.

SHAH, P.M.M. CHONG, B.S., SIDHU, S.K. et al. Radipacity of potencial root-end filling materials. Oral surg, v81, n 4, p 117-28, feb. 1996.

SILVA, R.G.; SAVIOLI, R.N.; SAQUY, P.C.; PÉCORÁ, J.D.: Estudo do tempo de endurecimento e da espessura dofilme de alguns cimentos obturadores dos canais radiculares do tipo Grossman. Rev. Fac. Odontol. Lins, v. 6, n. 2, p. 22-26. Jan/Dez. 1994.

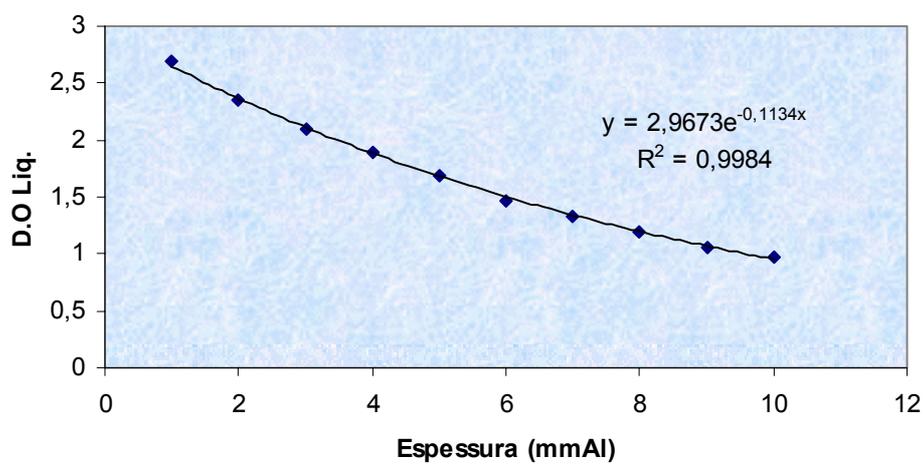
STANFORD, C. M., FAN, P.L., SCHOENFELD, C.M. et al. Radiopacity of light – cured posterior composite resins. J Am dent Assoc, v 15, p 722-4, Nov. 1987.

8. APÊNDICE

Medidas das densidades ópticas do filme 2.

	ESCALA DE ALUMINIO		
	DO	LB	DOL
10	1,49	0,51	0,98
9	1,57	0,51	1,06
8	1,71	0,51	1,2
7	1,84	0,51	1,33
6	1,98	0,51	1,47
5	2,19	0,51	1,68
4	2,4	0,51	1,89
3	2,61	0,51	2,1
2	2,87	0,51	2,36
1	3,21	0,51	2,7

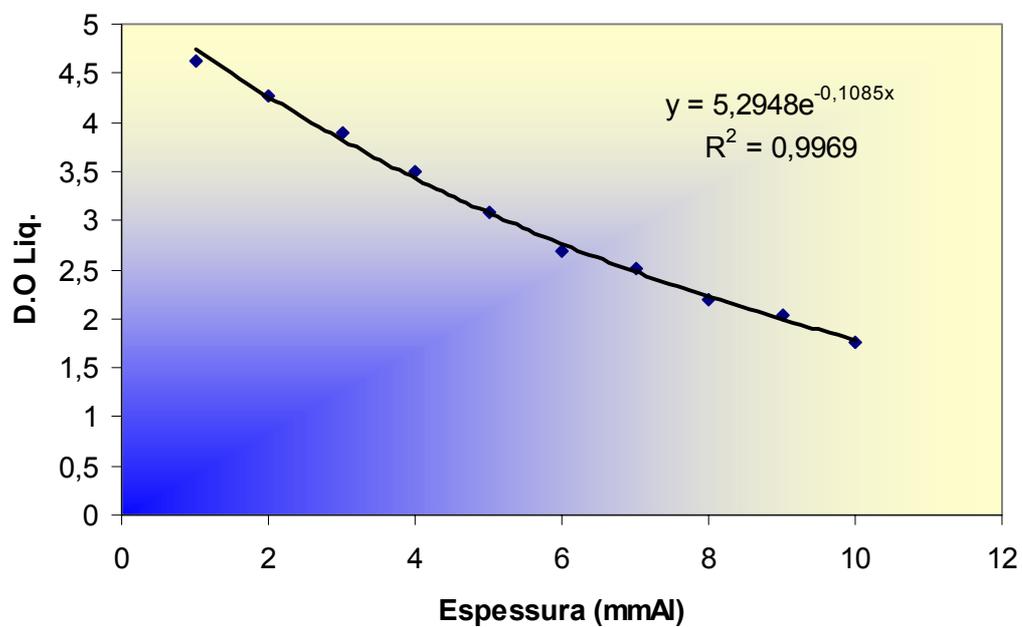
Gráfico correspondente as curvas das densidades ópticas da espessura de alumínio do filme 2.



Medidas das densidades ópticas do filme 3.

ESCALA DE ALUMINIO			
	DO	LB	DOL
10	2,16	0,32	1,84
9	2,42	0,32	2,1
8	2,48	0,32	2,16
7	2,65	0,32	2,33
6	3	0,32	2,68
5	3,16	0,32	2,84
4	2,93	0,32	2,61
3	3,34	0,32	3,02
2	3,31	0,32	2,99
1	3,48	0,32	3,16

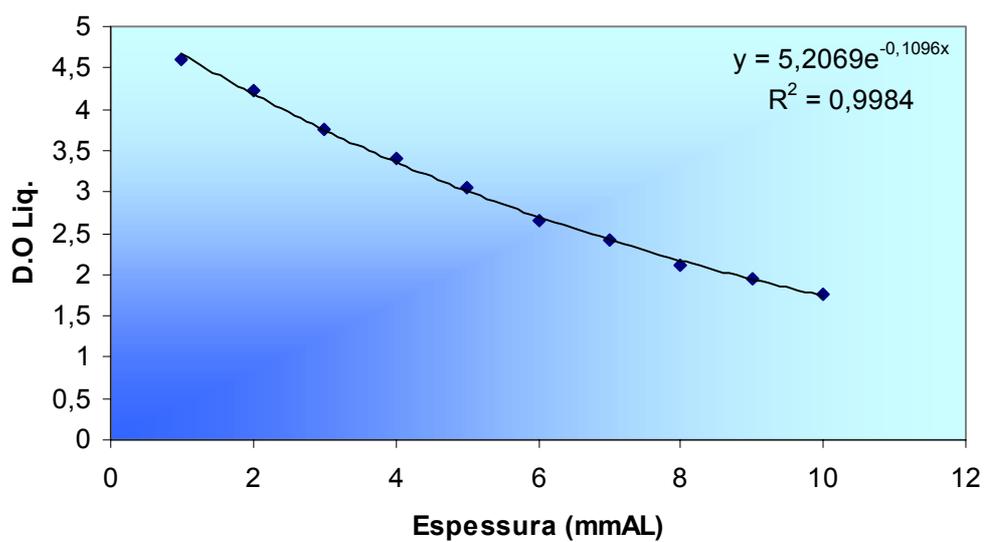
Gráfico correspondente as curvas das densidades ópticas da espessura de alumínio do filme 3.



Medidas das densidades ópticas do filme 4.

ESCALA DE ALUMINIO			
	DO	LB	DOL
10	2,13	0,31	1,82
9	2,25	0,31	1,94
8	2,48	0,31	2,17
7	2,7	0,31	2,39
6	2,97	0,31	2,66
5	3,08	0,31	2,77
4	3,2	0,31	2,89
3	3,32	0,31	3,01
2	3,31	0,31	3
1	3,38	0,31	3,07

Gráfico correspondente as curvas das densidades ópticas da espessura de alumínio do filme 4.



Medidas das densidades ópticas do filme 5.

ESCALA DE ALUMINIO

	D,O	L,B,	D,O ,L
10	2,13	0,31	1,82
9	2,25	0,31	1,94
8	2,48	0,31	2,17
7	2,7	0,31	2,39
6	2,97	0,31	2,66
5	3,08	0,31	2,77
4	3,2	0,31	2,89
3	3,32	0,31	3,1
2	3,31	0,31	3
1	3,38	0,31	3,07

Gráfico correspondente as curvas das densidades ópticas da espessura de alumínio do filme 5.

