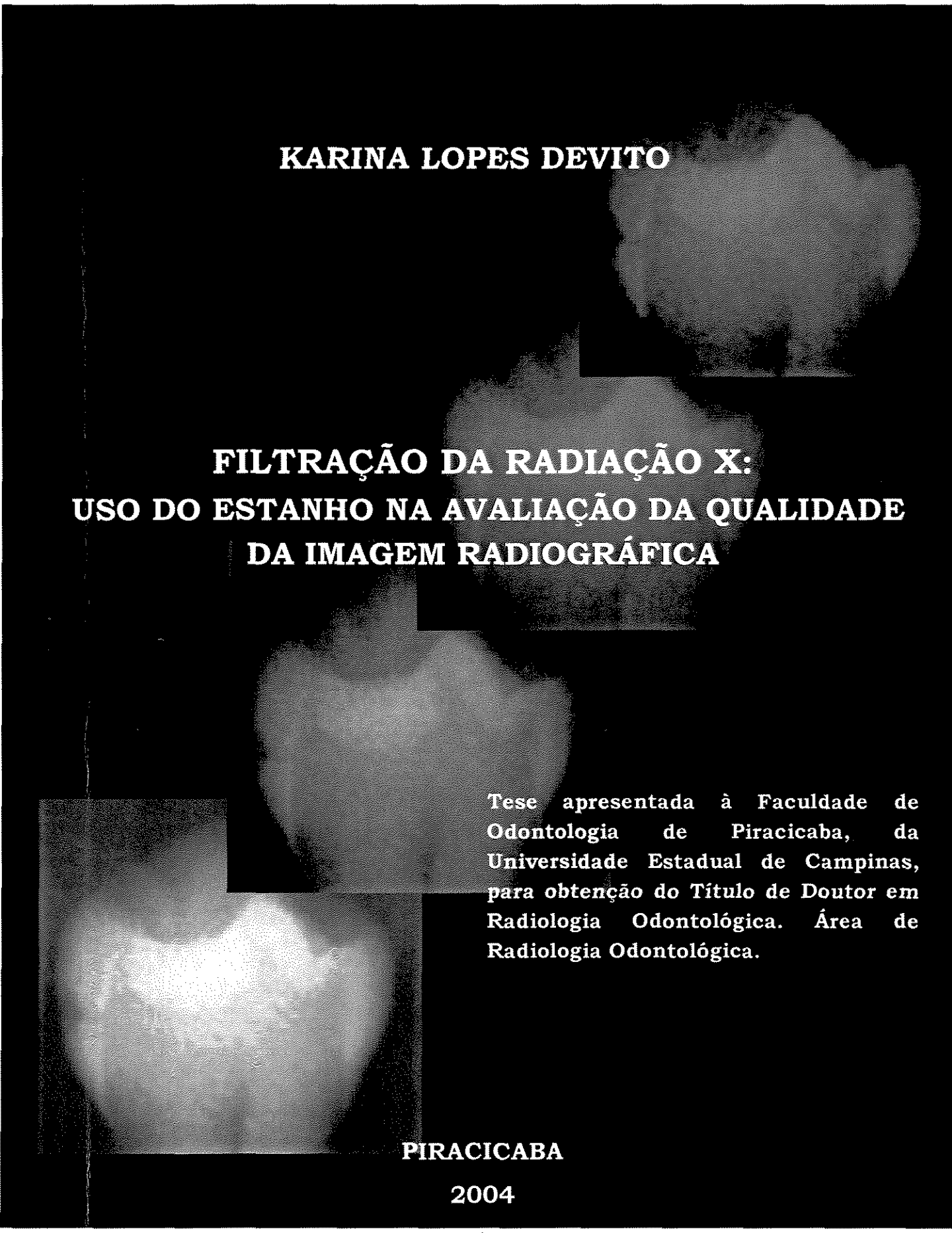




KARINA LOPES DEVITO

**FILTRAÇÃO DA RADIAÇÃO X:
USO DO ESTANHO NA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE
DA IMAGEM RADIOGRÁFICA**

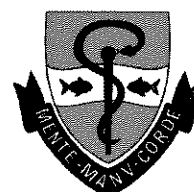
Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Radiologia Odontológica. Área de Radiologia Odontológica.

PIRACICABA

2004



KARINA LOPES DEVITO



FILTRAÇÃO DA RADIAÇÃO X: USO DO ESTANHO NA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

Este exemplar foi devidamente corrigido.
de acordo com a Resolução CPG-036/83
CPG, 21/07/04
Solange Maria de Almeida
Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Radiologia Odontológica. Área de Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Tamburús

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo

Profa. Dra. Gulnara Scaf

Prof. Dr. José Roberto Tamburús

Prof. Dr. Marco Aurélio Sicchiroli Lavrador

Profa. Dra. Solange Maria de Almeida

PIRACICABA

2004

UNIVERSIDADE	EC
CHAMADA	UNICAMP
D496f	
EX	
IMBO BC/	60952
OC.	16.11.04
C	☐
D	☒
REÇO	11.00
ATA	18.11.04
CPD	

5161d 332554

Ficha Catalográfica

D496f Devito, Karina Lopes.
 Filtração da radiação X : uso do estanho na avaliação da
 qualidade da imagem radiográfica. / Karina Lopes Devito. –
 Piracicaba, SP : [s.n.], 2004.
 x, 66f. : il.

Orientador : Prof. Dr. José Roberto Tamburús.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Raios X. 2. Radiografia. 3. Diagnóstico. 4. Cáries dentárias.
 I. Tamburús, José Roberto. II. Universidade Estadual de Campinas.
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da
 Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 26 de Maio de 2004, considerou a candidata KARINA LOPES DEVITO aprovada.

1. Prof. Dr. JOSÉ ROBERTO TAMBURUS

2. Prof. Dr. MARCO AURÉLIO SICCHIROLI LAVRADOR

3. Profa. Dra. GULNARA SCAF

4. Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO

5. Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

2004/05/26

Dedico este trabalho...

Ao Prof. Dr. José Roberto Tamburús,

Um professor admirado e respeitado, com o qual tive o grande privilégio de conviver. Com ele aprendi a amar o que faço e me dedicar aos meus projetos com entusiasmo. Senhor de uma inteligência destacada e de uma moral invejável, sempre será uma referência para os meus aprendizados em Radiologia e na vida.

Muito obrigada!

A minha família,

Responsáveis pela formação do meu caráter e que me ensinaram valores nobres como honestidade, educação e responsabilidade.

Ao meu pai, Adelino, pelo seu carinho, tranquilidade e paciência.

A minha mãe, Lucia Helena, pelas orações e confiança.

Aos meus irmãos, Lillian e Antonio Carlos, pela cumplicidade e amizade.

Agradeço,

a harmonia do nosso lar, que me deu forças e serenidade para cumprir os meus deveres,

a confiança que depositaram em mim,

ao incentivo, “empurrando-me para o mundo”, mesmo que isto significasse ficar distante.

Tenham a certeza do dever cumprido...

Meu eterno amor e gratidão.

Agradecimentos

À Deus,

Pela oportunidade de viver para aprimorar o meu espírito e por todas as bênçãos que me tem concedido.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba,

Na pessoa de seu diretor Thales Rocha de Mattos Filho.

Ao Prof. Dr. Fraib Norberto Bóscolo,

Pelo exemplo de liderança e sabedoria e pela grande oportunidade que me concedeu.

À Profa. Dra. Solange Maria de Almeida,

Por me receber tão carinhosamente desde o período de estágio.

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto,

Pelo seu exemplo de dedicação e competência.

Ao Prof. Dr. Mário Roberto Vizioli,

Pelos ensinamentos e amizade.

Ao Prof. Dr. Marco Aurélio Sicchiroli Lavrador,

Pela inestimável ajuda e paciência.

Aos funcionários da disciplina de Radiologia,

Raquel, Roberta e Giselda, sempre prestativas e eficientes; Waldeck, Antônio e Fernando, pelos ensinamentos na clínica e amizade sincera.

Aos funcionários da disciplina de Histologia,

Cidinha, Li e Gustavo, pela disposição em ajudar e pela alegria do convívio.

Aos meus “irmãos”...

Maria Luiza, pessoa ímpar e iluminada, senhora de um imenso coração, sempre disposta a ajudar. A nossa convivência tranqüila fez com que esse período em Piracicaba fosse extremamente prazeroso e inesquecível. Agradece-lhe por tudo!

Janaína, “fiel escudeira”, amiga de todas as horas, cúmplice de muitas estórias...que quando foi embora de Piracicaba me fez sentir tantas saudades...Minha casa e meu coração sempre terão um lugar muito especial para você!

Mauro, meu grande amigo desde a época do estágio. Pessoa guerreira, pilar para minhas dúvidas e indecisões, sempre pronto a ajudar. Desejo-lhe toda a felicidade do mundo!

Andrea, a pessoa mais doce que já conheci. Amiga fiel, cuidadosa, sempre se preocupando com o meu bem-estar. Tem mente de mulher e coração de menina...

Obrigada aos meus grandes amigos, que não cruzaram o meu caminho por acaso...A eles, que me ensinaram tantas coisas e compartilharam tantos momentos, que sabem muito de mim e que tornaram a minha vida mais rica, eu desejo todo o amor do mundo!

Felicidades a estes “nordestinos” que amoleceram o coração de uma “paulista”!

Aos meus amigos,

Tatiane, minha eterna amiga, independente do tempo e da distância que nos separe.

Deborah e Patrícia, pelos momentos agradáveis e pela grande amizade que sempre vai nos unir.

Andréa, pelas orações e pelo otimismo contagiante.

Flávio, pela cumplicidade e pelas nossas boas conversas.

Anna Sílvia, pela convivência agradável.

Karllinha, por ser tão atenciosa e companheira.

Bruno, Rodrigo e Rhonan, meus vizinhos mais prestativos!

Lúcio, pelos momentos de lazer e pelas boas risadas!

Flávia Maria e Juliana, pela grande amizade em tão pouco tempo.

Melissa, que sempre me traz boas lembranças.

Fabiano, pela alegria dos finais de semana.

Cristiane (Histologia), pelo auxílio neste trabalho.

E aos demais amigos do curso de Pós-graduação em Radiologia: Ana Isabel, Rosana, Márcia, Raphael, Nilson, Fabrício, Elcio, Ricardo, Cláudia, João Batista, Luciane, Manzi, Mariliani, Osmar, Ricardo, Rívia, Etienne, Fábio, André e Adriana.

Agradecimento especial

A todos os examinadores, que se dispuseram a realizar a avaliação das radiografias desta pesquisa.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	2
1 INTRODUÇÃO	3
2 REVISÃO DA LITERATURA	6
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAL E MÉTODOS	26
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
6 CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS	60
ANEXO	66

RESUMO

O objetivo neste trabalho foi avaliar a influência da utilização do filtro de Estanho na qualidade da imagem radiográfica. Para avaliação laboratorial foram realizadas radiografias de uma escala de densidade utilizando filtros de Alumínio (1,5mm), Estanho de 0,05mm (Sn₁) e Estanho de 0,5mm (Sn₂). Os fatores físicos da radiação (tempo de exposição, quilovoltagem e dose) foram monitorados. Após o processamento radiográfico, obtiveram-se as leituras densitométricas dos degraus da escala. Para cada radiografia foram construídas as curvas de densidade óptica e de contraste. Os valores das áreas das curvas de contraste para os três filtros foram submetidos a tratamento estatístico. Para a avaliação clínica do filtro de Estanho foram radiografados *phantoms* constituídos de dentes humanos. As radiografias interproximais obtidas foram avaliadas por 25 cirurgiões-dentistas quanto à presença ou ausência de cáries proximais, utilizando uma escala de cinco escores. Posteriormente, os dentes foram seccionados e analisados microscopicamente (padrão ouro). As áreas sob curvas ROC foram determinadas para selecionar o filtro que apresentou a melhor performance no diagnóstico de cárie proximal. Os resultados mostraram diferenças significativas nos valores do contraste radiográfico para os três filtros, sendo que o filtro Sn₂ apresentou o maior contraste (-2,538), seguido pelo filtro de Alumínio (-2,288) e pelo filtro Sn₁ (-2,242). Analisando a área sob a curva ROC observou-se que o filtro Sn₁ (0,6510) não apresentou uma redução da performance para o diagnóstico de cárie proximal quando comparado ao filtro de Alumínio (0,6319). Para o filtro Sn₂ o valor da área foi de 0,6299. Além disso, o filtro Sn₁ necessitou de um menor tempo de exposição e apresentou uma redução na dose de 12%, tornando-se uma alternativa viável para a utilização em aparelhos de raios X odontológicos.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the influence of the use of a tin filter on the quality of the radiographic image. For the laboratory evaluation, radiographs of a stepwedge were obtained using aluminum filters (1.5mm), tin of 0.05mm (Sn₁) and tin of 0.5mm (Sn₂). The physical radiation factors (exposure time, kilovoltage and dose) were monitored. After development, the densitometric readings of the stepwedge steps were obtained. For each radiograph, optical density and contrast curves were constructed. The values of the areas of the contrast curves for the three filters were submitted to statistical analysis. For the clinical evaluation of the tin filter, phantoms comprised of human teeth were radiographed. Twenty-five dentists evaluated the bitewing radiographs obtained with regard to the presence or absence of approximal caries, using a five-score scale. Next, the teeth were sectioned and analyzed microscopically (gold standard). The areas under ROC curves were determined to select the filter that presented the best performance in the diagnosis of approximal caries. The results showed significant differences in the radiographic contrast values for the three filters, with the Sn₂ filter presenting the greatest value (-2.538), followed by the aluminum filter (-2.288) and the Sn₁ filter (-2.242). The analysis of the area under ROC curve showed that the Sn₁ filter (0.6510) did not present a reduction in performance for diagnosing approximal caries when compared with aluminum filter (0.6319). For Sn₂ filter, the value of the area was 0.6299. Moreover, the Sn₁ filter required shorter exposure times and presented a reduction of 12% in the dose, making it a feasible alternative for use in dental x-ray machines.

1 INTRODUÇÃO

Após a descoberta dos raios X, por Wilhelm Conrad Roentgen, inúmeras pesquisas sobre a natureza desta radiação esclareceram que ela é formada por fótons de composição energética variada, em decorrência das diferentes energias cinéticas dos elétrons acelerados no interior do tubo. Estas variações estão entre aproximadamente zero e o valor da máxima quilovoltagem (kVp) aplicada a esse tubo.

Desta forma, o feixe de raios X, sendo polienergético, possui fótons com energia suficiente para atravessar o paciente e atingir uma superfície de registro, formando a imagem radiográfica. No entanto, também é composto de fótons menos energéticos, que são absorvidos pelos tecidos do paciente, não contribuindo para a formação da imagem e aumentando a dose de radiação.

O principal objetivo da Radiologia é produzir imagens radiográficas com qualidade para diagnóstico e manter a dose de radiação a mais baixa possível, ou seja, seguir os preceitos contidos no princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Alguns fatores podem ser considerados para a otimização do uso dos raios X, como por exemplo: indicação precisa das radiografias; proteção adequada do paciente; utilização de filmes mais sensíveis; aplicação de programas de garantia de qualidade, incluindo a realização cuidadosa da técnica e do processamento radiográfico; colimação e filtração do feixe de raios X.

Os filtros são delgados discos de metal, interpostos no caminho do feixe de radiação, entre a janela de vidro do tubo de raios X e o diafragma de chumbo, com a função de absorver os raios que não serão úteis para a formação da imagem radiográfica. Os aparelhos odontológicos destinados à obtenção de radiografias intrabucais possuem filtros-padrão de Alumínio, com espessura média de 1,5mm, variando em função da tensão do aparelho.

Um filtro ideal deveria ser capaz de permitir apenas a passagem de fótons que são úteis à formação da imagem, ou seja, aqueles com energias similares à região de máxima sensibilidade dos filmes radiográficos, que varia de 37,5 a 45keV (Richards *et al.*, 1970; MacDonald *et al.*, 1987). Fótons de baixa energia aumentam a dose para o paciente e contribuem pouco na imagem radiográfica, e os fótons de alta energia são responsáveis pelo aumento da radiação secundária e redução do contraste.

O filtro de Alumínio é deficiente na remoção dos fótons menos energéticos e também não atenua aqueles que possuem energia acima da faixa de sensibilidade do filme (Richards *et al.*, 1970; Villagran *et al.*, 1978; MacDonald *et al.*, 1987). Na tentativa de melhorar a qualidade energética do feixe, outros materiais têm sido testados, tais como: Cobre, Zinco, Gadolínio, Samário, Ítrio, Érbio, Nióbio entre outros. Cada metal possui propriedades particulares relacionadas ao seu número atômico, à energia de ligação na camada K e à espessura utilizada (Villagran *et al.*, 1978; Ponce *et al.*, 1988; Tyndall, 1986), filtrando de forma diferenciada o feixe de raios X. Quando a energia do feixe útil é modificada pelos diferentes metais, alterações no contraste radiográfico tornam-se bastante evidentes. Estas modificações na qualidade da imagem devem ser cuidadosamente avaliadas, pois podem influenciar no diagnóstico de algumas patologias, como por exemplo, a cárie dentária.

Radiograficamente, a cárie dentária é identificada por apresentar uma densidade óptica diferente daquela presente nas estruturas híginas dos dentes. Estas imagens são o resultado das diferentes interações entre os fótons de raios X de energias variadas e o teor mineral presente nas estruturas irradiadas. Alterações no contraste radiográfico, ou seja, nas diferenças entre os tons de cinza de áreas próximas da radiografia, podem dificultar ou facilitar a visualização destas lesões. Um contraste radiográfico que dificulte a visualização de cáries será muito prejudicial, especialmente para as lesões localizadas nas faces

proximais, que são dificilmente detectadas pelo exame clínico, sendo o exame radiográfico fundamental para o seu diagnóstico.

Visando a melhoria da qualidade da imagem radiográfica, neste trabalho objetivou-se avaliar a influência do Estanho como filtro alternativo para aparelhos de raios X odontológicos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os feixes de raios X são polienergéticos. Alguns fótons possuem energia suficiente para atravessar vários materiais, outros são menos energéticos, sendo parcialmente ou completamente absorvidos. A qualidade do feixe de raios X é medida pela sua habilidade de penetrar a matéria e é descrita pelo seu espectro de energia. A variação de energia presente no espectro de um feixe de raios X estende-se de praticamente zero até um valor máximo correspondente a quilovoltagem-pico aplicada ao aparelho. Desta forma, um tubo de raios X produz fótons de diferentes energias e o número de fótons em cada energia é variável.

Existem três caminhos para modificar a distribuição espectral dos fótons de raios X: alterar a forma da onda da voltagem aplicada ao tubo; mudar o potencial do tubo e atenuar fótons de energias indesejáveis por meio da filtração (Richards, 1964; Richards *et al.*, 1970; Kircos *et al.*, 1989; Wakoh *et al.*, 1993; Tetradis *et al.*, 1995).

A filtração modifica qualitativa e quantitativamente o feixe de raios X antes dele atingir o paciente. A filtração total corresponde à filtração inerente ao aparelho (dada pelo óleo do cabeçote e janela de vidro do tubo) associada à filtração adicional, representada pela adição de um filtro metálico de Alumínio, colocado na saída do tubo de raios X, que absorve preferencialmente os fótons de baixa energia (Richards, 1964).

No entanto, um filtro ideal deveria absorver tanto os fótons de baixa como os de alta energia, selecionando os fótons da porção central, que são mais eficientes. Fótons de baixa energia não são muitos penetrantes, sendo absorvidos pelos tecidos da face, aumentando a dose para o paciente e contribuindo pouco para a exposição do filme. Os fótons de alta energia produzem imagens de baixo contraste e contribuem para a radiação espalhada que degrada a imagem. Filtros que barram do espectro tanto as energias mais altas como as mais baixas são

chamados de filtros *band pass*, *K-edge* ou filtros seletivos (Richards *et al.*, 1970; Huen *et al.*, 1976; Villagran *et al.*, 1978; Gelskey & Baker, 1981; Horner *et al.*, 1988; Ponce *et al.*, 1988; Mauriello *et al.*, 1989).

Para a seleção adequada de um filtro, três fatores devem ser avaliados: a redução da exposição ao paciente, a mudança na qualidade da imagem (especialmente pela alteração do contraste) e o aumento do aquecimento do tubo (Villagran *et al.*, 1978; Duckworth *et al.*, 1981).

Cada metal que, por ventura, seja utilizado como filtro, produzirá um espectro de radiação diferente, dependendo de seu número atômico, da energia de ligação na camada K e da espessura do filtro (Villagran *et al.*, 1978; Ponce *et al.*, 1988). A portaria nº 453 (1998) da Secretaria de Vigilância Sanitária recomenda uma filtração total não inferior ao equivalente a 1,5mm de Alumínio para quilovoltagens até 70kV e 2,5mm para quilovoltagens superiores a este valor.

Richards *et al.* (1970) afirmaram que um melhor contraste em radiografias odontológicas poderia ser obtido pelo uso de um feixe de 37,5 - 40keV e que o filme D tem uma máxima sensibilidade para fótons que possuem energia média de 40keV. MacDonald *et al.*, em 1987, calcularam as sensibilidades dos filmes D e E para raios X monoenergéticos com energia variando de 17 a 59keV e observaram que a máxima sensibilidade de ambos esteve na faixa de 40 – 45keV. Em 1990, Horner & Hirschmann, apresentaram uma revisão da literatura sobre a redução da dose em Radiologia Odontológica e enfatizaram que o espectro filtrado deveria possibilitar um feixe de radiação similar a variação de energia para qual o filme é mais sensível. Price & McDonnell (1991) também citaram a possibilidade de melhorar a resposta sensitométrica do filme radiográfico como uma das razões para as modificações da qualidade do feixe de raios X. Portanto, fótons acima e abaixo da região da máxima sensibilidade dos filmes são relativamente ineficientes na produção da imagem e o filtro ideal seria aquele que atenuaria estes dois extremos, indo contra ao filtro de Alumínio usado normalmente, que

absorve apenas os fótons de baixa energia (Richards *et al.*, 1970; Villagran *et al.*, 1978; MacDonald *et al.*, 1987).

Dessa forma, na tentativa de reduzir a exposição ao paciente e melhorar a qualidade da imagem para diagnóstico, diversos metais têm sido testados como filtração alternativa, tanto em Radiologia Médica como em Radiologia Odontológica. Serão apresentados a seguir alguns estudos realizados com diferentes filtros na obtenção de radiografias odontológicas intrabucais.

Já em 1957, Yale & Goodman testaram filtros de Alumínio e Cobre, em diferentes espessuras e observaram um endurecimento do feixe de radiação quando o filtro de Cobre foi usado, resultando em um menor contraste e em uma melhoria do valor para diagnóstico.

Richards, em 1958, destacou a importância da utilização de técnicas que requeiram uma menor quantidade de radiação e que possibilitem maior qualidade para diagnóstico. O autor observou que a associação de 0,35mm de Cobre e 0,5mm de Alumínio reduzia significativamente o contraste. Quanto às doses encontradas, a quantidade de radiação espalhada aumentou com o aumento da filtração. Sem filtração, a radiação espalhada contribuiu em 8,5% da dose-pele. Com 3mm de Alumínio esta radiação foi de 20%. Com 0,35mm de Cobre associado a 0,5mm de Alumínio, foi de 25%. No entanto, com o aumento da filtração, a maior radiação espalhada é compensada pela diminuição da dose-ar, embora o tempo de exposição deva ser aumentado. Conclui-se que a maior redução da dose-pele (redução de 89%) foi obtida com o uso da filtração adicional, feixe de diâmetro pequeno, filmes rápidos e maiores quilovoltagens.

Richards *et al.* (1970) testaram a eficiência de cinco elementos terras raras: Praseodímio, Neodímio, Samário, Gadolínio e Hólmio, comparando-os ao Alumínio. Observaram que o filtro de 0,2mm de Samário, a 70kVp, gerava uma grande proporção de fótons de 40keV, energia ideal para criar uma imagem de alta qualidade no filme de sensibilidade D. Esta filtração alternativa necessitou de

um aumento no tempo de exposição em 2,25 vezes, mas reduziu em 10 a 14% a exposição ao paciente e melhorou o contraste das imagens radiográficas.

Huen *et al.* (1976), na tentativa de obter um feixe de radiação mais monoenergético que o normalmente usado, avaliaram o contraste radiográfico, o espectro do feixe de raios X e a dose-pele para radiografias produzidas com o feixe polienergético convencional e com o feixe filtrado por elementos terras raras. Foram realizadas radiografias com a adição simultânea de 0,002 polegadas de Gadolínio, Samário e Neodímio e 0,001 de Cério. Segundo uma avaliação clínica, o feixe testado possibilitou um melhor contraste, mas necessitou de um tempo de exposição muito elevado, considerando-se a técnica inaceitável. O método mais eficiente foi a adição de 0,008 polegadas de Cério a 2mm de Alumínio. O contraste apresentou-se adequado, o tempo de exposição aceitável e a exposição da pele foi reduzida pela metade ou a um terço.

Cho *et al.* (1978) avaliaram a espectrometria de diferentes feixes de raios X por meio de um detector de Si(Li). O aparelho de raios X utilizado possuía uma filtração inerente equivalente a 3mm de Alumínio. Filtros de 0,1mm de Cobre e 2mm de Alumínio foram adicionados ao aparelho que operou com as seguintes quilovoltagens: 60, 70, 80 e 90kVp. Os resultados mostraram uma maior atenuação dos fótons de baixas energias pelos filtros adicionais, ocorrendo um endurecimento do feixe de raios X. O uso de potenciais mais altos ou o aumento de espessura do filtro produz energias médias maiores.

Duckworth *et al.* estudando, em 1981, os efeitos da filtração na distribuição do espectro e sua influência na qualidade da imagem radiográfica, especificamente na detecção de cáries simuladas em incisivos e molares, encontraram que mudanças relativamente pequenas na distribuição espectral influenciavam na performance. Utilizaram três feixes: o primeiro era um feixe não filtrado, o segundo foi atenuado por 1,5mm de Alumínio e o terceiro por 0,1mm de Samário. O dente saudável foi simulado por 20mm de água em combinação com

várias espessuras de hidroxiapatita. Os dentes cariados foram simulados pela subtração de 1mm de hidroxiapatita e adição de 1mm de água. Observou-se que a filtração de 0,1mm de Samário mostrava discreta melhora em termos de dose integral e na qualidade da imagem para diagnóstico em relação à filtração convencional de 1,5mm de Alumínio a 70kVp.

Gelskey & Baker (1981), partindo do fato de que o Samário tem a capacidade de filtrar tanto fótons de alta como de baixa energia, estudaram, em diferentes quilovoltagens, a espessura ótima requerida para minimizar a exposição ao paciente. Os resultados mostraram que o uso do filtro de 0,16mm de Samário diminuiu a exposição em cerca de 40% quando comparado a 2,5mm de Alumínio e o tempo de exposição teve que ser dobrado para se obter uma densidade equivalente. Espessuras superiores a 0,16mm contribuem pouco para a redução da exposição e requerem tempo de exposição muito elevado.

Ponce *et al.*, em 1986, propuseram determinar se radiografias intrabuciais realizadas com filme D apresentavam a mesma qualidade daquelas realizadas com diferentes filtrações adicionais e filme E. As técnicas selecionadas foram: filme D (1,0s); filme E (0,5s); filme E com filtro de Alumínio (1,0s); filme E com filtro de Ítrio (1,0s) e filme E com filtro de Gadolínio (1,0s). Radiografias de *phantoms* foram analisadas por 19 examinadores experientes que julgaram a aceitabilidade para diagnóstico das imagens obtidas. Todas se mostraram aceitáveis para propósitos clínicos, no entanto, foram mais bem aceitas as que apresentaram alto contraste. Houve preferência significativa para o filme D em relação ao filme E associado a qualquer filtro. Não houve preferência significativa entre as imagens produzidas com diferentes filtros. A adição de qualquer um dos filtros reduziu o contraste, e os menores valores estavam associados aos filtros adicionais de Alumínio e Ítrio. Concluiu-se que caso se tenha a possibilidade de reduzir a miliamperagem e/ou o tempo de exposição, isto é preferível já que a qualidade do feixe não é alterada. Se for impossível, pode-se acrescentar filtros. A escolha pelo alto contraste é uma preferência individual, se a diminuição do

contraste puder ser aceita, a utilização dos diferentes filtros com o filme E reduziu a exposição da superfície para 1/3 daquela requerida para o filme D.

Mauriello *et al.* (1987), com o objetivo de examinar o efeito da filtração no contraste da imagem, na redução da dose e no tempo de exposição necessário, testaram: filtros de Alumínio em quatro espessuras, filtros de Samário e Gadolínio em três espessuras e placas intensificadoras Kodak Lanex Regular e Lanex Fino isoladas e adicionadas a 2,5mm de Alumínio. Os tempos de exposição foram ajustados para as diferentes combinações de filtros/espessuras. As densidades ópticas foram obtidas e o índice de contraste foi calculado. As medidas de exposição à radiação foram determinadas com uma câmara de ionização. Concluiu-se que os filtros terras raras usados para radiografias intrabucais têm potencial de reduzir substancialmente as exposições, sem sacrificar o contraste. Mas, quando estes elementos são usados em maiores espessuras, determinam uma deterioração no contraste e a necessidade de tempos muito longos de exposição.

Horner *et al.* (1988) avaliaram o espectro do feixe de raios X filtrado apenas por Alumínio e filtrado por Alumínio associado a 0,1mm de Érbio. A camada semi-redutora e as medidas de dose foram feitas com e sem o filtro de Érbio, para o aparelho operando em diferentes quilovoltagens. O filtro de Érbio proporcionou um feixe mais duro, com uma energia média de 40,9keV comparada a 34,9keV para o Alumínio e um espectro do feixe mais estreito, que se adequou à sensibilidade espectral do filme de raios X. Houve uma redução significativa da dose de superfície (72 a 83%), mas foi necessário aumentar o tempo de exposição em 150%.

Ponce *et al.* (1988) testaram dois filtros de Érbio: um de baixa densidade (fabricado para se usar com filme D) e outro de alta densidade (fabricado para se usar com filme E), em duas diferentes quilovoltagens: 70 e 90kVp. Os índices de contraste e os valores de exposição da superfície foram

determinados. Observou-se que o filtro de Érbio acarretava em uma diminuição da dose e do contraste radiográfico. Para determinar se a redução do contraste poderia ser considerada clinicamente inaceitável, radiografias de uma mandíbula foram avaliadas por 10 examinadores. Os resultados indicaram uma preferência pelas imagens de alto contraste, mas todas foram consideradas aceitáveis para diagnóstico. Combinando filme E com filtro de Érbio, observou-se uma diminuição da exposição da superfície em 65 a 70%. Entretanto as imagens com filme D são preferidas às imagens de baixa-dose. Destacou-se ainda que os filtros reduzem a intensidade do feixe, sendo necessário aumentar o tempo de exposição para que as imagens tenham qualidade aceitável. Os autores sugeriram mais estudos para demonstrar se a capacidade de diagnóstico fica comprometida pela introdução destes filtros alternativos.

Farman *et al.* (1989) avaliaram o efeito da filtração de Alumínio-Ítrio na qualidade da imagem, carga do tubo (tempo de exposição) e exposição do paciente durante a obtenção de radiografias intrabucais. As radiografias foram realizadas com filme Ektaspeed. Os resultados foram comparados entre o filtro de 2,7mm de Alumínio e o filtro de Ítrio de 0,1mm, colocado entre a filtração de 2,7mm de Alumínio e 1mm de filtração adicional de Alumínio. Durante cada exposição, a quilovoltagem e a radiação de entrada no paciente foram medidas com o aparelho de monitoramento (N.E.R.O.). As camadas semi-redutoras também foram calculadas. Quando o filtro de Alumínio-Ítrio foi usado, observou-se uma redução da dose de radiação de 40% com 90kVp e 25% com 70kVp. No entanto, foi necessário aumentar o tempo de exposição em aproximadamente 50%, aumentando-se a sobrecarga do tubo. A adição da filtração de Alumínio-Ítrio resultou em uma redução do contraste para as duas quilovoltagens. A análise subjetiva foi realizada por nove periodontistas, que avaliaram o valor das radiografias para diagnóstico, considerando a densidade, resolução e contraste das imagens. Demonstrou-se uma predominante preferência para a filtração tradicional de Alumínio, sendo que cerca de metade deles consideraram

insatisfatório o contraste das radiografias realizadas com o filtro testado, apesar de uma longa escala de contraste ser normalmente aceita pelos periodontistas. Portanto, os autores não recomendam que este filtro seja usado em radiografias intrabuciais.

Kircos *et al.*, em 1989, avaliaram os efeitos do uso de filtros terras raras na qualidade da imagem, para diferentes quilovoltagens. Utilizaram sete filtros: Samário (0,076 e 0,15mm), kit da Kodak (0,16 e 0,31mm), Érbio (0,10mm) e placas intensificadoras Lanex Médio (0,14 e 0,29mm). Estes filtros foram usados com o filtro convencional de Alumínio. As quilovoltagens usadas foram: 65, 70, 80, 90 e 100kVp. As medidas de exposição e as camadas semi-redutoras para cada combinação filtro/kVp foram calculadas. Radiografias de um *phantom* contendo: um molar humano, seis esferas de plástico, três hemi-esferas de tamanhos variados e duas escalas de densidade foram feitas para cada conjunto filtro/kVp, utilizando filme Ektaspeed. O detalhe foi avaliado por um observador, contando-se o número de degraus e de esferas visualmente distinguíveis. Todos os filtros terras raras usados reduziram significativamente a exposição, sem perder qualidade na maioria dos casos. As imagens em geral mostraram detalhe similar ou superior àquelas produzidas por feixes filtrados apenas pelo Alumínio, exceto para o filtro de Samário em algumas quilovoltagens. A maior exposição, 211mR, correspondeu ao pior detalhe e menor camada semi-redutora e foi obtida com 65kVp, sem filtração adicional. A menor exposição, 61,3mR, correspondeu ao melhor detalhe e maior camada semi-redutora e foi obtida com 100kVp e filtro de Érbio.

Mauriello *et al.* (1989) avaliaram a influência no diagnóstico de cárie quando um filtro composto de Alumínio-Samário foi utilizado, comparando-o com o filtro convencional de Alumínio. Para isso obtiveram quatro radiografias interproximais de 82 pacientes, duas de cada lado, uma com filtro de Alumínio e outra com filtro de Alumínio-Samário, da mesma área. O filtro composto continha 2,5mm de Alumínio e 0,127mm de Samário. Os tempos de exposição foram

ajustados para que as radiografias com diferentes filtros apresentassem a mesma densidade. Utilizou-se o filme Ultraspeed. Dois examinadores avaliaram as superfícies proximais quanto à presença ou ausência de cárie e a profundidade das lesões. Observou-se que a informação para diagnóstico apresentada pelos filmes expostos com o filtro composto foi comparável àquela obtida com o filtro convencional, concluindo-se que o filtro de Alumínio/Samário é uma alternativa viável para radiografias intrabucais, já que produziu radiografias de qualidade, bem como diminuiu a dose de exposição, fato observado em estudos prévios. Além disso, a substituição do filtro é um método simples e barato.

Kapa *et al.*, em 1990, avaliaram quatro filtros em dois aparelhos de raios X intrabucais. O primeiro operando com 15mA, 70 e 90kVp e com filtração equivalente a 2,5mm de Alumínio. O segundo com 10mA, 70kVp e filtração equivalente a 3mm de Alumínio. As imagens foram produzidas de uma mandíbula, onde foram simuladas cáries e restaurações; de uma escala de densidade e de malhas metálicas de vários tamanhos para avaliar resolução. As imagens foram obtidas com filmes D e E. Os filtros utilizados foram: placa Lanex Regular, Gadolínio, Ítrio e Érbio. Os índices de contraste, as camadas semi-redutoras e os valores de exposição foram obtidos. As imagens foram avaliadas quanto à qualidade para diagnóstico por quatro examinadores. Em todos os casos existiu uma redução do contraste quando os filtros foram adicionados, mas a resolução manteve-se igual. Houve uma diminuição da exposição da pele quando qualquer um dos filtros foi adicionado. Houve uma preferência pelas imagens produzidas com filtro de Alumínio àsquelas produzidas com os filtros adicionais e pelas imagens produzidas com filme D ao E, mas todas apresentaram qualidade para diagnóstico. O uso da placa Lanex ou do filtro de Ítrio proporcionou uma redução na exposição da pele de 50% quando associados ao filme E e à colimação retangular, produzindo imagens aceitáveis para diagnóstico.

MacDonald-Jankowski & Lawinski (1991) compararam dose, qualidade da imagem, camada semi-redutora e espectro da radiação para feixes de raios X

filtrados por 2,2mm de Alumínio e filtrados pela associação do Alumínio com Érbio (0,1mm), Nióbio (0,05mm) e Ítrio (0,1mm). A quilovoltagem variou entre 50 a 90kVp. O filme utilizado foi o Ektaspeed. As medidas de dose foram obtidas em quatro sítios: dose de entrada na pele, dose de saída da pele, anterior e posteriormente ao filme. A adição de filtros ao Alumínio resultou em um aumento na camada semi-redutora, necessitando de um maior tempo de exposição, reduziu a dose de entrada na pele pela diminuição dos fótons de baixa energia e aumentou a dose de saída da pele e a dose pós-filme pelo aumento da penetração do feixe. Os resultados da análise espectral demonstraram que a adição dos filtros proporcionou uma variação de energia mais estreita, reduzindo fótons de raios X de alta e baixa energia e resultando em um espectro que coincide com a máxima sensibilidade do filme.

White & Gratt (1991) avaliaram se a radiografia produzida com filtro de Nióbio é clinicamente aceitável e se reduz a dose em áreas sensíveis do paciente. A avaliação da qualidade da imagem foi feita com 24 exames de boca toda, sendo metade com o filme D e a outra com o filme E. Utilizou-se a filtração convencional de Alumínio e a filtração alternativa de Nióbio (25 e 30 μ m). O contraste foi avaliado subjetivamente, por dois radiologistas, que analisaram 48 radiografias interproximais e, objetivamente, pela curva característica. Medidas das doses foram obtidas colocando-se dosímetros em 20 diferentes regiões de um *phantom* (cabeça) que sofreu exposições de boca toda. Quando o filme D foi usado, o tipo de filtro não mostrou nenhum efeito mensurável na qualidade da imagem. Entretanto, com o filme E, a qualidade da imagem foi degradada quando a filtração de Nióbio foi utilizada. O uso do filtro de Nióbio reduz a dose-pele em aproximadamente 20 a 30% comparando-se com o filtro de Alumínio, reduzindo também a dose absorvida. No entanto, requer um aumento no tempo de exposição. Concluiu-se que o filtro de Nióbio deveria ser usado com o filme D, permitindo uma redução da dose, mas sem redução significativa na qualidade da imagem. Os autores sugeriram que estudos utilizando a curva ROC sejam

considerados para uma avaliação detalhada das técnicas radiográficas na determinação da presença ou da extensão das lesões, já que por esta análise podem ser avaliadas independentemente e com confiança.

McDonnell & Price, em 1991, avaliaram os efeitos da adição de Nióbio no contraste radiográfico e na qualidade da imagem. Foram utilizados quatro aparelhos com quilovoltagens e filtrações variáveis, totalizando em oito tipos de feixes. A camada semi-redutora para cada caso foi calculada. Para a avaliação subjetiva da qualidade da imagem, foram realizadas, com filme D, radiografias periapicais de uma mandíbula que continha uma restauração de amálgama oclusal, uma pequena cavidade simulando uma cárie incipiente proximal e que teve um septo interdental parcialmente removido para representar um defeito periodontal. Elas foram avaliadas por 20 examinadores, que selecionaram a melhor radiografia. Para o cálculo do contraste cobriu-se metade do filme com 4,2mm de espessura de Alumínio e a outra metade com 150µm de Alumínio. Pela diferença entre as densidades das duas áreas determinou-se o contraste radiográfico. Os resultados indicaram uma preferência pelos feixes de menores quilovoltagens. A filtração adicional de Nióbio reduziu a preferência em 50%. A maior camada semi-redutora foi obtida com a associação do filtro de Alumínio com o filtro de Nióbio. O contraste radiográfico diminuiu linearmente com o aumento da camada semi-redutora.

Price & McDonnell, em 1992, avaliaram os oito tipos de feixe do estudo anterior e a influência de cada um deles na detecção de mudanças sutis de densidade, como as que ocorrem em lesões de cáries incipientes ou radioluscências periapicais. Colocaram-se sobre o filme duas folhas de 150µm de Alumínio, uma de cada lado, cobrindo-o totalmente. Estas folhas possuíam três ou cinco orifícios e eram aleatoriamente dispostas sobre o filme. Em uma das metades colocou-se uma folha adicional de 4,2mm de Alumínio. As radiografias resultantes tinham áreas de densidades diferentes, que correspondiam às variações observadas em regiões de esmalte e osso periapical em radiografias

clínicas. Vinte observadores foram questionados sobre o número de orifícios visíveis nos dois lados do filme. Observou-se que o número de identificações corretas reduziu com o aumento da energia do feixe. A adição de Nióbio aumentou o sucesso de identificação na área mais clara, mas, na área mais escura, o sucesso diminuiu. Existiu uma alta correlação entre a identificação correta e a camada semi-redutora, quando a camada semi-redutora aumentou, o sucesso na identificação diminuiu proporcionalmente.

Tetradis *et al.* (1995) examinaram os efeitos da filtração de Nióbio na densidade, no contraste e nas doses recebidas em vários sítios da cabeça e pescoço durante a obtenção de radiografias convencional e digital. Foram utilizados dois aparelhos de raios X: o primeiro operando a 70kVp, 8mA e 1,8mm de Alumínio e o segundo operou em 70 e 90kVp, 10mA e 3mm de Alumínio. Foram adicionados 30 ou 50µm de Nióbio isoladamente ou as duas espessuras foram utilizadas simultaneamente. Os dosímetros foram colocados em nove sítios distintos de um *phantom*. Uma escala de densidade de três degraus foi radiografada utilizando filmes D e E. O contraste e as camadas semi-redutoras foram calculadas e o espectro da energia dos fótons foi determinado. Observou-se que as maiores doses estavam localizadas nos sítios de entrada do feixe, e que a filtração de Nióbio reduziu as doses em 20 a 30% e aumentou a densidade da imagem. A avaliação do espectro de energia indicou um endurecimento do feixe. O Nióbio diminuiu o contraste da imagem, pelo aumento da energia do feixe e o número total de fótons também foi reduzido. Mudanças causadas pelo Nióbio tanto na energia do feixe como no contraste podem reduzir a informação para diagnóstico. O aumento da espessura do Nióbio reduziu o contraste, mas não contribuiu significativamente para a redução da dose e necessitou de maiores tempos de exposição.

Mauriello *et al.* (1996) avaliaram a influência de um filtro composto de Alumínio-Samário no diagnóstico de cárie, comparando-o ao filtro convencional de Alumínio. Para isso obtiveram quatro radiografias interproximais de 39 pacientes,

duas de cada lado, uma com filtro de Alumínio e outra com filtro de Alumínio-Samário, da mesma área. O filtro composto continha 2,5mm de Alumínio e 0,127mm de Samário. Os tempos de exposição foram ajustados para que as radiografias feitas com diferentes filtros apresentassem a mesma densidade. Utilizou-se o filme Ektaspeed. As radiografias foram avaliadas por um radiologista quanto à presença ou ausência de cárie proximal e a profundidade das lesões. Observou-se que a informação para diagnóstico apresentada pelos filmes expostos com o filtro composto foi comparável àquelas obtidas com o filtro convencional. A combinação do filtro composto de Samário e filme Ektaspeed mostrou-se aceitável para produzir imagens com qualidade para diagnóstico e manter a dose tão baixa quanto razoavelmente possível.

Tamburús (1997) analisou comparativamente as imagens obtidas com o feixe de raios X filtrado por 2mm de Alumínio e por 2mm de Alumínio adicionado a 0,1mm de Cobre, utilizando colimadores de abertura retangular e circular, para filmes dos grupos D e E. Os tempos de exposição foram ajustados para cada combinação de filtro/filme. As quilovoltagens, os tempos de exposição e as doses de radiação foram monitorados. As densidades ópticas e os contrastes foram determinados para todas as radiografias. Os resultados mostraram que o filme D apresentou um maior contraste que o filme E, e que o filtro de Alumínio apresentou um maior contraste que o filtro de Alumínio-Cobre. A combinação da colimação retangular, filtro de Alumínio-Cobre e filme E reduziu significativamente a dose de radiação.

Watanabe (1999) avaliou a qualidade da imagem e a dose de radiação para radiografias obtidas com filtro de Alumínio (2mm) e com filtros de 0,08 e 0,13mm de Cobre adicionados a 2mm de Alumínio. Foram utilizados filmes radiográficos dos grupos D e E. Os resultados mostraram uma redução da dose de exposição à radiação com o uso do filtro de Cobre. Quando o filme D foi utilizado, a qualidade da imagem foi a mesma para qualquer um dos filtros, porém,

com a associação do filme E aos filtros de Cobre, a qualidade da imagem radiográfica foi inferior àquela obtida com a filtração convencional de Alumínio.

Gonçalves, em 2000, avaliou o efeito da filtração alternativa da liga de Alumínio-Cobre quanto à redução da taxa de kerma no ar, o espectro de energia dos raios X e as alterações na qualidade da imagem radiográfica, pela análise do contraste radiográfico e avaliação clínica das radiografias. O estudo foi realizado comparando-se o filtro padrão de Alumínio com várias espessuras do filtro da liga de Alumínio-Cobre, utilizando porcentagens de 2%, 3% e 4% do elemento Cobre na liga. Radiografias de uma escala de densidade e de um segmento de mandíbula foram realizadas com duas quilovoltagens (60 e 70kVp), dois filmes (D e E) e 22 diferentes filtros da liga testada. A liga de Alumínio-Cobre resultou em 4,33% a 47,33% de redução da taxa média de kerma no ar, sem alteração no contraste radiográfico. As radiografias obtidas com o filtro da liga foram consideradas, pela maioria dos examinadores, iguais àsquelas obtidas com o filtro de Alumínio, concluindo-se que os filtros testados tornam-se alternativas aceitáveis, considerando-se ainda que para os filtros da liga, os tempos de exposição foram iguais ou menores que os utilizados para o filtro padrão de Alumínio.

Shibuya *et al.*, em 2000, testaram a combinação de sistemas digitais e filtros na tentativa de reduzir a dose de radiação sem perder qualidade para diagnóstico. Três filtros foram usados: NIOBI-X, Kit Dental de filtro de raios X e filtro KEY. O NIOBI-X é feito de Níbio (0,03mm), o segundo filtro é feito de Gadolínio e o filtro KEY é provavelmente feito de Alumínio, Cobre e Estanho, apesar da composição não ser anunciada pelo fabricante. Como sistema digital, utilizou-se o CDR. Calculou-se o contraste para os degraus menos espessos de uma escala de densidade de Alumínio (4mm e 2mm de espessura) e para os degraus mais espessos (16 e 14mm de espessura). Para os degraus menos espessos, a diferença no contraste entre os filtros foi pequena. Por outro lado, o contraste para os degraus espessos foi bastante diferente. O filtro KEY produziu o

maior contraste e o filtro de Alumínio produziu o menor contraste. Para uma avaliação subjetiva, objetos de 5, 10 e 15mm de Alumínio foram radiografados. Na espessura de 15mm, a taxa de detecção foi maior com o filtro KEY e pior com o filtro de Gadolínio. Utilizando-se *phantoms* de dentes, fez-se uma análise pela curva ROC que mostrou que o filtro KEY foi considerado o melhor filtro e o Gadolínio foi o pior, apresentando uma diferença significativa na área sob a curva. Filtros que eliminaram efetivamente apenas os raios X de baixa energia (como o filtro KEY) foram melhores para o sistema radiográfico digital intrabucal. Este filtro não apenas reduziu a dosagem de fótons de baixa energia que o paciente recebe, mas também aumentou a capacidade de detectar estruturas com forte radiopacidade, melhorando a performance para diagnóstico.

Haiter *et al.* (2002) avaliou os efeitos da filtração alternativa da liga de Alumínio-Zinco em relação ao espectro de energia do feixe de raios X, à taxa de kerma no ar, ao índice de contraste e à qualidade das imagens radiográficas. O estudo foi realizado comparando várias espessuras do filtro da liga de Alumínio-Zinco, utilizando porcentagens de 2%, 3% e 4% e 5% do elemento Zinco na liga, com o filtro padrão de Alumínio. Radiografias de uma escala de densidade e de um segmento de mandíbula foram realizadas com duas quilovoltagens (60 e 70kVp), dois filmes (D e E) e 12 diferentes filtros da liga testada. O uso dos filtros da liga de Alumínio-Zinco resultou em um não endurecimento do feixe. A taxa de kerma no ar diminuiu em até 18,53%, sem alteração do contraste. As imagens obtidas com os filtros da liga de Alumínio-Zinco tiveram uma boa aceitação pelos examinadores. Concluiu-se que o filtro da liga de Alumínio-Zinco 2%, com 1,99mm de espessura, a 60kVp, usado com filme D, foi o que obteve o melhor desempenho, reduzindo a taxa de kerma sem variar o contraste, mantendo a qualidade da imagem aceitável para diagnóstico, sem a necessidade de aumentar o tempo de exposição.

Rubira, em 2002, avaliou a influência da utilização do filtro de Cobre na qualidade da imagem radiográfica. O feixe de radiação foi filtrado por 1,5mm de

Alumínio ou por 0,1mm de Cobre. Os fatores físicos da radiação foram monitorados. Para avaliação laboratorial foi radiografada uma escala de densidade. Após o processamento, foram obtidas as densidades ópticas e calculados os valores de contraste para os filtros testados. Para a avaliação clínica foram radiografados *phantoms* constituídos de dentes humanos. As radiografias interproximais obtidas foram avaliadas por 22 cirurgiões-dentistas quanto à presença ou ausência de cáries proximais, utilizando uma escala de cinco escores. As respostas dos examinadores foram comparadas com as obtidas pela avaliação histológica (padrão ouro). Os resultados mostraram que as radiografias realizadas com filtro de Cobre apresentaram um maior contraste. Na avaliação clínica, a sensibilidade encontrada para o filtro de Alumínio foi de 48,53% e, para o filtro de Cobre, 46,62%, não apresentando diferenças estatisticamente significativas. Os valores de especificidade foram idênticos para os dois filtros, sendo de 86,47%.

Além dos diferentes materiais que foram anteriormente apresentados como filtração alternativa, um será exposto a seguir, mais detalhadamente, apesar da limitada literatura a respeito, em função de ser o material do filtro testado neste trabalho. O metal em questão é o Estanho (Sn), que é o elemento químico que possui número atômico 50 e uma energia de ligação de 25keV na camada K. Estas duas características: número atômico e energia na camada K, como já foi citado anteriormente, são dois pontos importantes que influenciam na atuação de um metal como filtro de raios X.

No Segundo Congresso Internacional de Radiologia, em 1928, Robert Thoraues, descreveu um novo filtro para uso em equipamento de radioterapia. Este filtro possuía como principal componente uma lâmina de Estanho metálico e apresentava propriedades superiores ao filtro de Cobre, sendo mais efetivo na remoção da radiação de baixa energia. O filtro era constituído por Estanho, 0,25mm de Cobre e 1mm de Alumínio. A espessura do Estanho era ajustada pelo grau desejado de filtração. Thoraues, entretanto, designou o filtro composto de

Estanho como “normal” àquele que era qualitativamente equivalente a 2mm de Cobre, ou seja, que resultava na mesma camada semi-redutora de 2mm de Cobre. O filtro de Thoraesus “normal” consistia de 0,44mm de Estanho, 0,25mm de Cobre e 1mm de Alumínio (Thoraesus, 1934; Trout *et al.*, 1961).

Depois de sua publicação, alguns autores relataram o uso do filtro de Thoraesus, com outras espessuras de Estanho, diferentes daquelas especificadas como filtro “normal”. O próprio Thoraesus (1934) testou este filtro composto, com a espessura de Estanho variando de 0,25 a 0,80mm. Para estes filtros foram calculadas as camadas semi-redutoras, em milímetros de Cobre, e foram determinados filtros equivalentes qualitativa e quantitativamente. A principal razão para a utilização do filtro de Estanho foi a necessidade de se ter filtros muito espessos de Cobre para a produção de um feixe de mesma energia. O filtro de Estanho dá uma intensidade 25% maior que a do filtro qualitativamente equivalente de Cobre.

Trout *et al.* (1961) usaram filtros compostos de Estanho, Cobre e Alumínio, seguido por número romano para especificar o filtro de Cobre que proporcionava a mesma camada semi-redutora do filtro de Thoraesus usado. Por exemplo, o filtro de Thoraesus III proporcionava uma camada semi-redutora equivalente a de um filtro de 3mm de Cobre. Foi utilizado um aparelho capaz de operar de 100 a 300kVp com corrente de 20mA. As doses de exposição foram medidas usando uma câmara de ionização. Dessa forma compararam a eficiência dos filtros compostos de Estanho com os de Cobre. Concluiu-se que em uma dada quilovoltagem, a eficiência do filtro de Thoraesus comparada ao Cobre aumenta com a camada semi-redutora e relataram que o filtro composto por 0,44mm de Estanho, 0,25mm de Cobre e 1mm de Alumínio (filtro de Thoraesus) tem a mesma camada semi-redutora daquela obtida quando se utiliza 0,51mm de Estanho.

Pardini, em 1995, avaliou a qualidade da imagem radiográfica (densidade e contraste) e a dose de radiação quando filtros de Zinco e Estanho

foram utilizados em aparelhos de raios X odontológicos. Radiografou-se uma escala de densidade com filmes do grupo D e E. Dez radiografias foram obtidas com filtro de Alumínio (2mm), 10 com filtro de Zinco (0,15mm) e outras 10 com filtro de Estanho (0,02mm), para cada filme. Os tempos de exposição usados para os três filtros foram mantidos constantes (0,8s para o filme D e 0,4s para o filme E). Além disso, grupos adicionais variando o tempo de exposição também foram testados: para a associação filtro de Zinco/filme D: 1s, para Zinco/filme E: 0,6s, para o filtro de Estanho/filme D: 0,6s e para Estanho/filme E: 0,35s. Os fatores físicos da radiação: quilovoltagem, tempo de exposição e dose de radiação foram monitorados utilizando-se o aparelho N.E.R.O. Para avaliação clínica radiografou-se um fragmento de mandíbula. Quarenta cirurgiões-dentistas classificaram cada radiografia com um dos escores que variavam de “péssimo” a “excelente”. Observou-se que as radiografias filtradas por Zinco possuíam os menores valores de densidade e contraste, enquanto as filtradas por Estanho possuíam os valores mais altos. A associação que apresentou menor dose de radiação foi a do filtro de Zinco com o filme E, com 49% de redução em relação ao Alumínio/filme E. A associação filtro de Estanho e filme D apresentou a maior dose, 70% maior em relação ao Alumínio/filme D. Quanto à análise clínica, as radiografias realizadas com filtro de Estanho foram as melhores avaliadas e as realizadas com filtro de Zinco receberam os piores escores.

Como já foi afirmado anteriormente, quando se altera o feixe de raios X, seja pela filtração e/ou quilovoltagem ou quando se testam novos filmes ou sistemas de registro de imagem, é necessário investigar se esta alteração traz desvantagens para o diagnóstico. Uma avaliação bastante utilizada nestes casos é o efeito no diagnóstico de cárie. Diversos autores utilizam, para uma avaliação clínica, o diagnóstico de cárie como parâmetro para definir se a nova condição testada altera ou não a qualidade da imagem para diagnóstico. Entre eles destacam-se Lundeen *et al.* (1988), Hintze *et al.* (1994), Hintze *et al.* (1996), Tyndall *et al.* (1998), Hintze *et al.* (2002), Hintze & Wenzel (2002).

Kircos *et al.* (1989) quando investigaram filtros terras raras, enfatizaram a necessidade de mais investigações para determinar as diferenças entre os filtros testados em condições específicas de diagnóstico, como cáries, patologias periapicais e outras condições. Mauriello *et al.* (1989) afirmaram que faltam estudos clínicos envolvendo a acurácia para diagnóstico das radiografias intrabucais obtidas com filtros compostos de diferentes metais.

3 PROPOSIÇÃO

Neste trabalho, propusemo-nos analisar a influência do filtro de Estanho na qualidade da imagem radiográfica, por meio de duas avaliações:

1. Avaliação laboratorial, pela análise do contraste radiográfico;
2. Avaliação clínica, pela influência no diagnóstico radiográfico de lesões de cáries proximais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Fonte de radiação

Foi utilizado um aparelho de raios X Heliodent 60B (Siemens, Brasil) modelo 2483261D301B, série 0714, possuindo filtração total equivalente a 2mm de Alumínio (0,5mm de filtração inerente e filtro de Alumínio de 1,5mm de espessura), operando a 70kVp e 10mA.

4.2 Padronização da distância foco-filme

A distância foco-filme foi fixada em 40cm com a utilização de um dispositivo padronizador que proporcionou uma incidência perpendicular do feixe central de radiação ao plano onde foram colocados os filmes e os objetos a serem radiografados.

Este dispositivo possui um reservatório para uma camada de 2cm de água destilada, que foi colocada entre a fonte de raios X e os objetos radiografados para simular a atenuação da radiação X pelos tecidos moles (Richards, 1958). Um diafragma de chumbo adicional, de 3mm de espessura, 80 x 80mm de dimensões laterais e abertura de 50mm de diâmetro, foi colocado acima do reservatório de água. Na Figura 1 está representado o dispositivo padronizador utilizado.

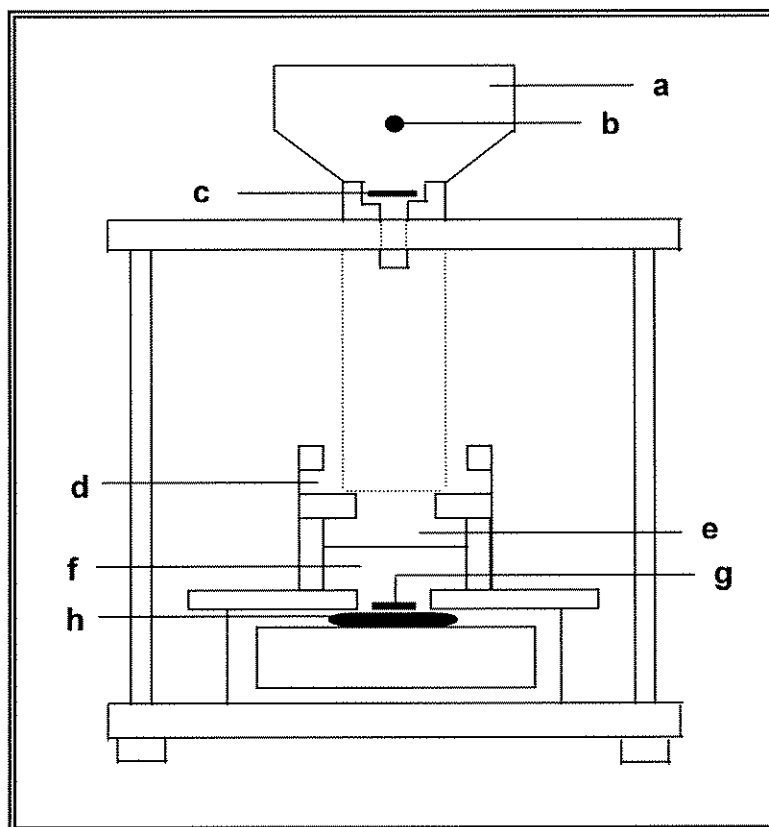


Figura 1 – Dispositivo padronizador: **a** – fonte de raios X; **b** – ponto focal; **c** – filtro; **d** – espaço para o diafragma de chumbo; **e** – reservatório para água; **f** – espaço para colocação do objeto a ser radiografado; **g** – filme; **h** – sensor do aparelho N.E.R.O.

4.3 Filtros

Foram utilizados, individualmente, filtros de dois materiais distintos. O filtro de Alumínio ($Z=13$) próprio do aparelho de raios X, de 1,5mm de espessura e

filtros de Estanho ($Z=50$) em duas diferentes espessuras: 0,05 e 0,5mm. O filtro de menor espessura foi chamado Sn_1 e o filtro de maior espessura de Sn_2 . Os filtros utilizados estão ilustrados na Figura 2.

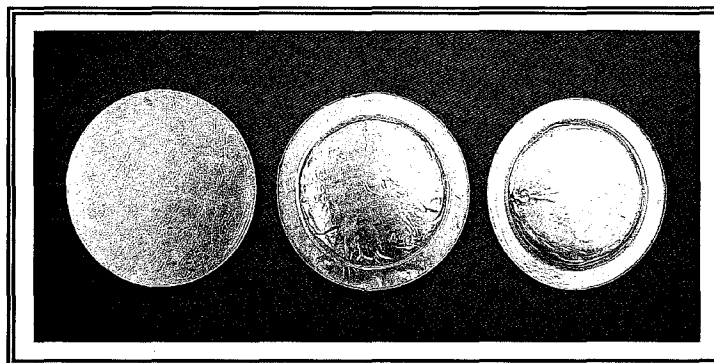


Figura 2 – Filtros de Alumínio e Estanho (Sn_1 e Sn_2)

Para cada um dos três filtros testados, foram determinados em estudos pilotos os tempos de exposição a serem utilizados. O tempo de exposição selecionado foi aquele em que um mesmo degrau da escala de densidade apresentava densidade óptica de aproximadamente $1,0 \pm 0,2$. De acordo com Mauriello *et al.* (1987) a densidade 1,0 está dentro do limite de densidade para tecidos dentários, servindo assim como densidade de referência. Desta forma foram selecionados os seguintes tempos de exposição: filtro de Alumínio: 0,5s, filtro Sn_1 : 0,4s e filtro Sn_2 : 0,6s.

4.4 Monitoramento dos fatores físicos da radiação

Antes de cada exposição radiográfica, o aparelho detector de radiação N.E.R.O. (*Non-invasive Evaluator Radiation Outputs*, modelo 6000B, Victoreen

Inc., EUA) foi sensibilizado, permitindo a monitoramento dos fatores físicos: quilovoltagem, tempo de exposição e dose de radiação (μGy).

4.5 Filmes radiográficos

Foram utilizados filmes periapicais Insight - IP-21 (Kodak Eastman Co., EUA), do grupo de sensibilidade E/F. Os filmes utilizados estavam dentro do prazo de validade fornecido pelo fabricante.

Foram utilizados letras e números metálicos para identificar os filmes, de forma que os examinadores não conseguissem identificar qual o tipo de filtro usado para cada radiografia.

4.6 Objetos radiografados

Esta pesquisa consistiu de duas partes distintas: uma avaliação laboratorial e outra simulando condições clínicas. Para cada uma delas diferentes materiais foram radiografados.

4.6.1 Avaliação laboratorial (radiografia da escala de densidade)

Foram radiografadas uma escala de densidade de Alumínio, de oito degraus, com espessuras variando de 2 a 16mm, com incrementos de 2mm e uma placa de Chumbo de 5mm de espessura, para determinar a densidade de base e véu. Foram realizadas 10 radiografias para cada filtro testado. A Figura 3 ilustra o conjunto radiografado para esta avaliação.

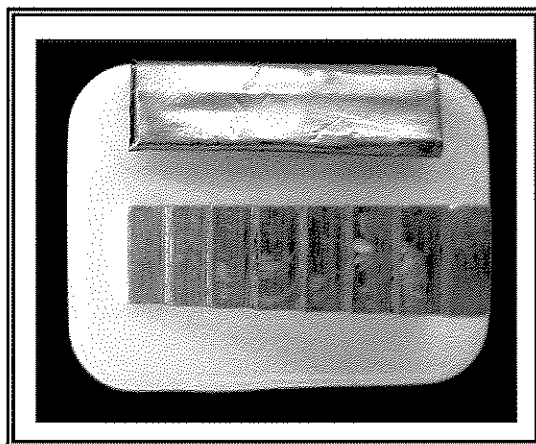


Figura 3 – Objetos radiografados para avaliação laboratorial

4.6.2 Avaliação clínica (radiografia dos *phantoms*)

Os *phantoms* radiografados eram constituídos de dentes naturais humanos (caninos, pré-molares e molares) dispostos de forma a simular a parte posterior da arcada dentária.

Para isto foram selecionados 80 dentes (40 pré-molares e 40 molares) hígidos ou portadores de pequenas cáries nas faces proximais. A integridade da face oclusal também foi considerada nesta seleção. Vinte dentes caninos foram utilizados apenas para manter contato proximal com o primeiro pré-molar.

Cada conjunto era composto de cinco dentes: canino, primeiro pré-molar, segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar. Um total de 20 conjuntos foi confeccionado, sendo 10 simulando a arcada superior (cinco do lado direito e cinco do lado esquerdo) e, outros 10, simulando a arcada inferior (cinco do lado direito e cinco do lado esquerdo). Entre as faces proximais, lâminas de Chumbo (6 x 6 x 1mm) foram colocadas e fixadas com cera, para que

posteriormente, durante as exposições radiográficas dos *phantoms*, não ocorresse a sobreposição das faces, o que dificultaria a avaliação.

Na sequência, os dentes foram fixados com silicone industrial, pois a flexibilidade e estabilidade deste material permitem, depois de completada sua reação química, a manipulação dos dentes (retirada e inserção) sem perda das relações pré-estabelecidas. A borracha de silicone e o catalisador Dow Corning HS II (Casa do Silicone, Brasil) foram utilizados segundo as recomendações do fabricante (relação de 20:1ml, respectivamente). Matrizes em acrílico (10 x 30 x 65 x 4,5mm) foram confeccionadas para conter o silicone. Após a polimerização, os dentes incluídos foram removidos das matrizes, os excessos do silicone foram eliminados e alívios foram realizados nas faces proximais, para que não interferissem na posterior análise radiográfica destas faces.

Os conjuntos superiores e inferiores foram articulados e fixados lateralmente com lâminas de PVC, para padronizar a posição dos dentes e facilitar a obtenção de radiografias interproximais. Desta forma, totalizaram-se 10 conjuntos articulados para serem radiografados (cinco do lado direito e cinco do lado esquerdo). A Figura 4 ilustra todos os *phantoms* utilizados. A Figura 5 ilustra um dos conjuntos radiografados para avaliação clínica.

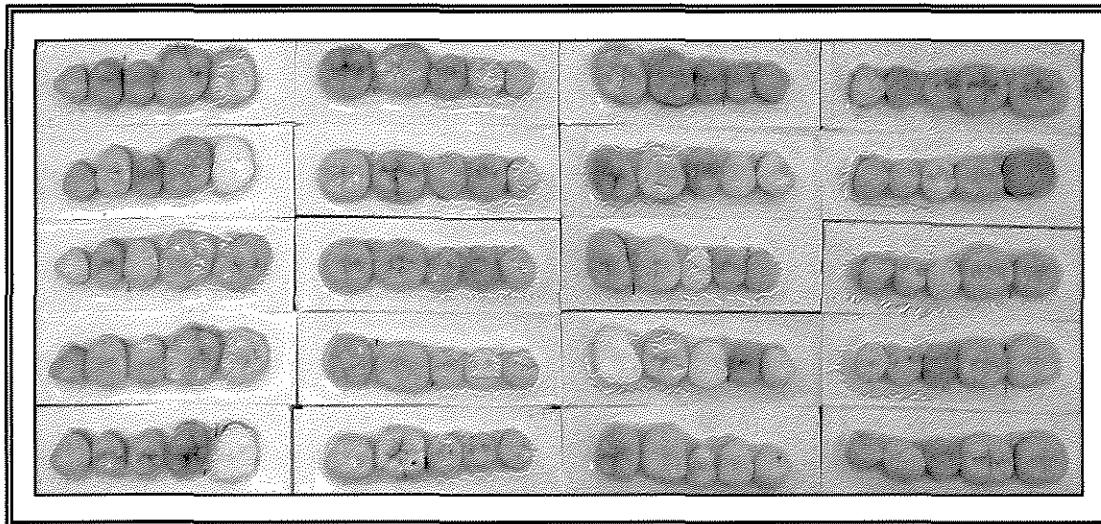


Figura 4 – Conjunto de todos os *phantoms* utilizados na avaliação clínica

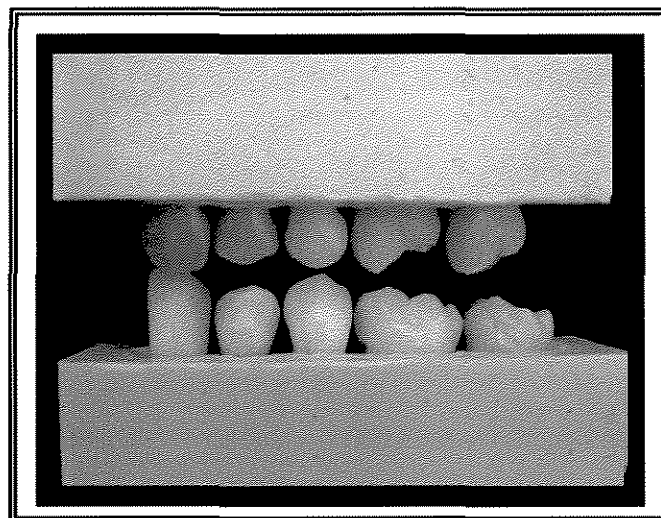


Figura 5 – Exemplo de um conjunto de *phantoms* radiografado para avaliação clínica

Para cada um dos filtros testados, foram realizadas duas radiografias interproximais da cada um dos 10 conjuntos, sendo uma da região de pré-molares e outra da região de molares.

4.7 Processamento radiográfico

Os filmes foram processados manualmente pelo método temperatura/tempo (20°C/5min). As soluções utilizadas foram Kodak GBX (Kodak Eastman Co., EUA) e estavam dentro do prazo de validade fornecido pelo fabricante. As radiografias foram colocadas em estufa de ar quente circulante (EMB, Brasil).

4.8 Avaliação das radiografias

4.8.1 Avaliação laboratorial

As leituras das densidades ópticas foram realizadas nos centros das imagens referentes a cada degrau da escala de Alumínio. Também foi obtida uma leitura na área de exposição direta, chamada de densidade equivalente ao degrau de 0mm de Alumínio. A obtenção das leituras foi realizada com auxílio de um densitômetro digital (Digital Densitometer 0-424, Victoreen Inc., EUA), que apresentava o feixe de luz colimado em 1mm de diâmetro.

Para a leitura das densidades de base e véu foi utilizado o mesmo aparelho, e as medidas foram feitas no centro da área da placa de chumbo colocada sobre os filmes.

A partir das densidades ópticas para cada filtro, foram determinados os valores do contraste utilizando a metodologia descrita por Tamburús & Lavrador (1997). Para detectar se pelo menos um dos grupos diferia dos demais, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis (Siegel, 1952) ao nível de significância de 0,05. Quando os grupos foram comparados dois a dois, foi utilizado o teste de Mann-Whitney (Siegel, 1952) ao nível de significância "overall", ajustado por Bonferroni, de 0,06, que resulta em níveis individuais de 0,02.

4.8.2 Avaliação clínica

As radiografias dos *phantoms* foram montadas aleatoriamente, em cartelas confeccionadas de cartolina preta (pranchas), quanto ao tipo de filtro utilizado. As três pranchas estão ilustradas nas Figuras 6, 7 e 8.

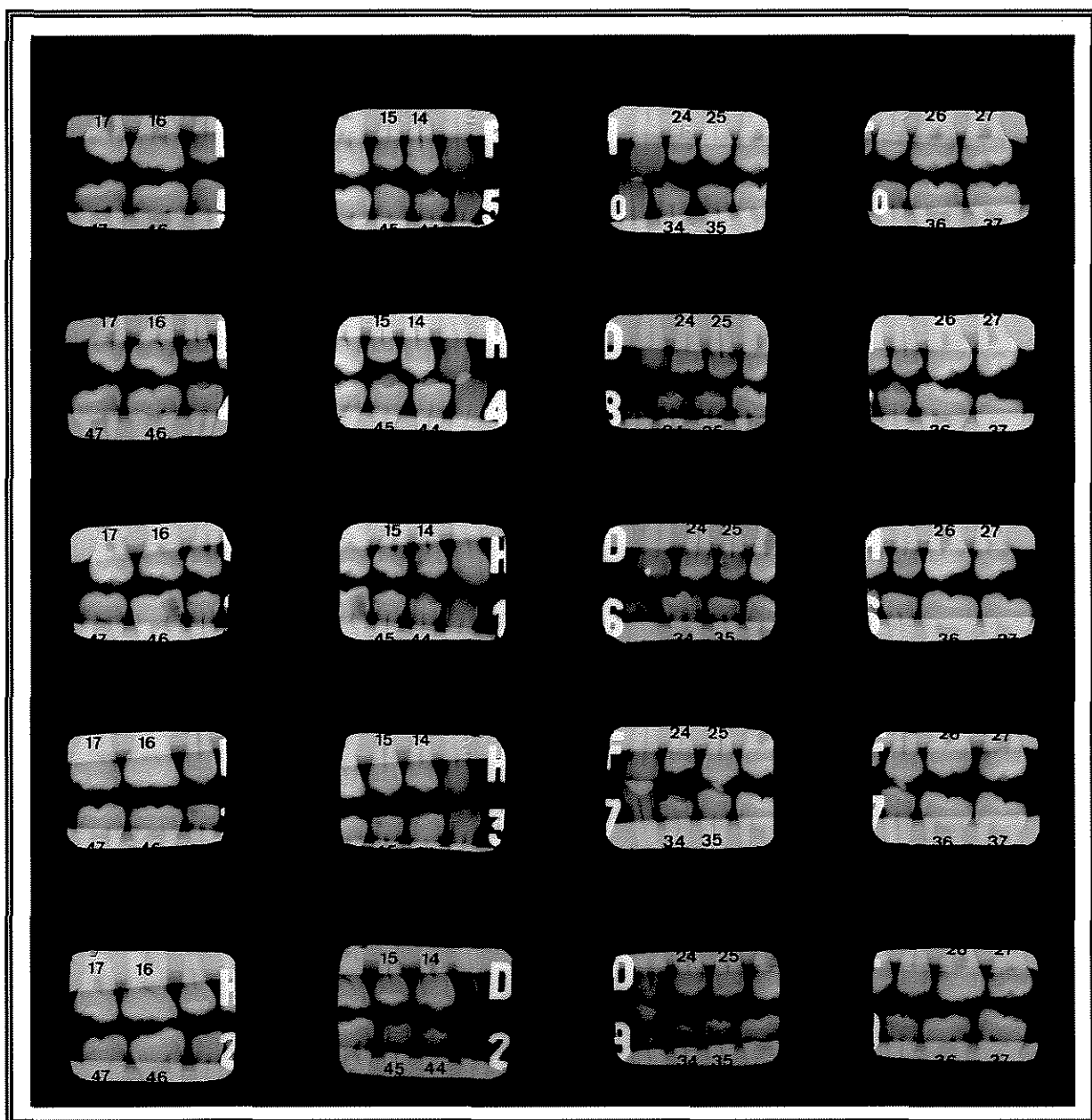


Figura 7 – Prancha de radiografias utilizadas para avaliação clínica (Prancha II)

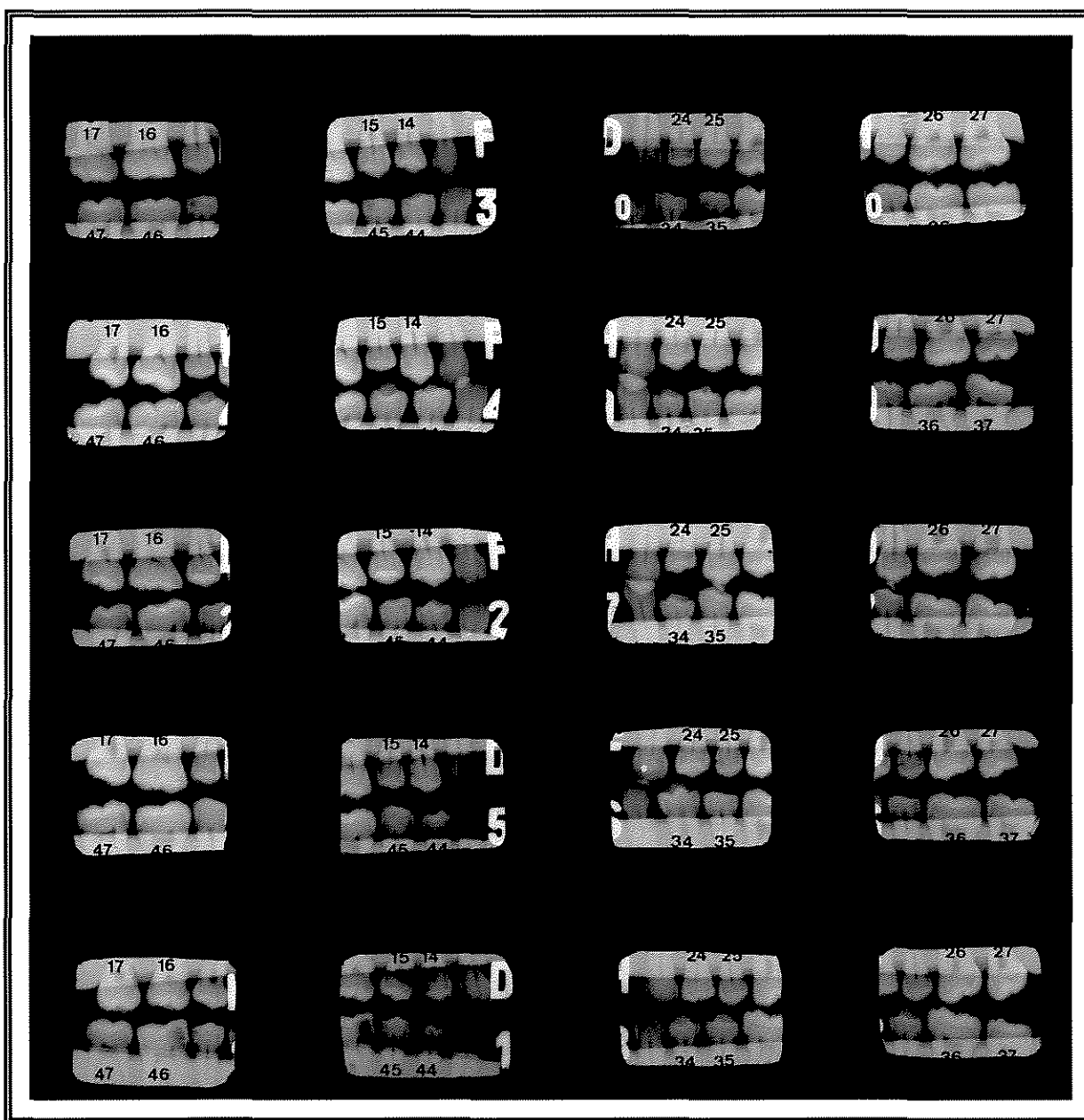


Figura 8 – Prancha de radiografias utilizadas para avaliação clínica (Prancha III)

Estas pranchas foram avaliadas por 25 examinadores que atuam em diferentes áreas clínicas (Radiologia, Dentística, Periodontia, Pediatria e clínica geral). As radiografias foram avaliadas individualmente, com auxílio de um negatoscópio (VH, Brasil), podendo ser utilizada uma lente de aumento de duas vezes. O ambiente foi mantido escurecido e a área do negatoscópio recoberta com papel preto, de tal forma que a luz passasse apenas pelas aberturas onde estavam montadas as radiografias.

Antes de iniciar a interpretação, cada examinador recebeu um impresso contendo todas as orientações tanto do exame como das anotações. Os examinadores deveriam avaliar as imagens das faces proximais de todos os dentes pré-molares e molares, utilizando um dos escores apresentados no Quadro abaixo:

Quadro 1
Escore utilizado na avaliação subjetiva

1	Face definitivamente hígida
2	Face provavelmente hígida
3	Face questionável
4	Face provavelmente cariada
5	Face definitivamente cariada

4.9 Padrão ouro (*Gold Standard*)

Os dentes pré-molares e molares foram preparados para secção e exame em microscopia óptica, que determinou as faces cariadas e hígidas.

Inicialmente os dentes foram desidratados em álcool absoluto e, em seguida, incluídos em metacrilato a 5%. O metacrilato foi obtido com a dissolução de peróxido de benzoíla a 0,5% em líquido de resina termopolimerizável (Vipicril, Brasil). O processo de inclusão foi lento, passando pelas seguintes etapas: imersão no líquido da resina termopolimerizável, imersão em metacrilato a 0,25% e imersão em metacrilato a 0,5%. Cada uma dessas fases tinha uma duração de 24 horas. Uma bomba de vácuo (Marconi, Brasil) foi utilizada para facilitar a infiltração destes líquidos nos dentes. Finalmente, os dentes foram incluídos isoladamente em metacrilato a 5%, utilizando-se tubos de vidro para centrífuga (15ml) e rolhas (nº4) para vedamento. Os tubos foram mantidos em uma estufa, com temperatura constante de 20°C para possibilitar uma polimerização lenta e completa do material.

Após a polimerização, os dentes incluídos foram seccionados utilizando-se um cortador de tecidos duros de baixa rotação (South Bay Technology, EUA), dotado de um disco de diamante, modelo 650. Os cortes foram realizados no sentido mesio-distal e posteriormente cada corte foi desgastado com lixas d'água nas granulações de 320 e 1200 (3M do Brasil Ltda, Brasil), até a obtenção de espessuras que permitissem a montagem dos cortes em lâminas (70 a 100µm).

Os cortes foram lavados em água corrente e montados em lâminas de vidro utilizando como adesivo para as lamínulas o Bálsamo do Canadá. As lâminas foram examinadas em microscópio óptico (Zeiss, Alemanha), com aumento de 25x. A Figura 9 ilustra exemplos de superfícies hígida, com cárie até o esmalte, com cárie até a junção amelo-dentinária e com cárie atingindo a dentina.

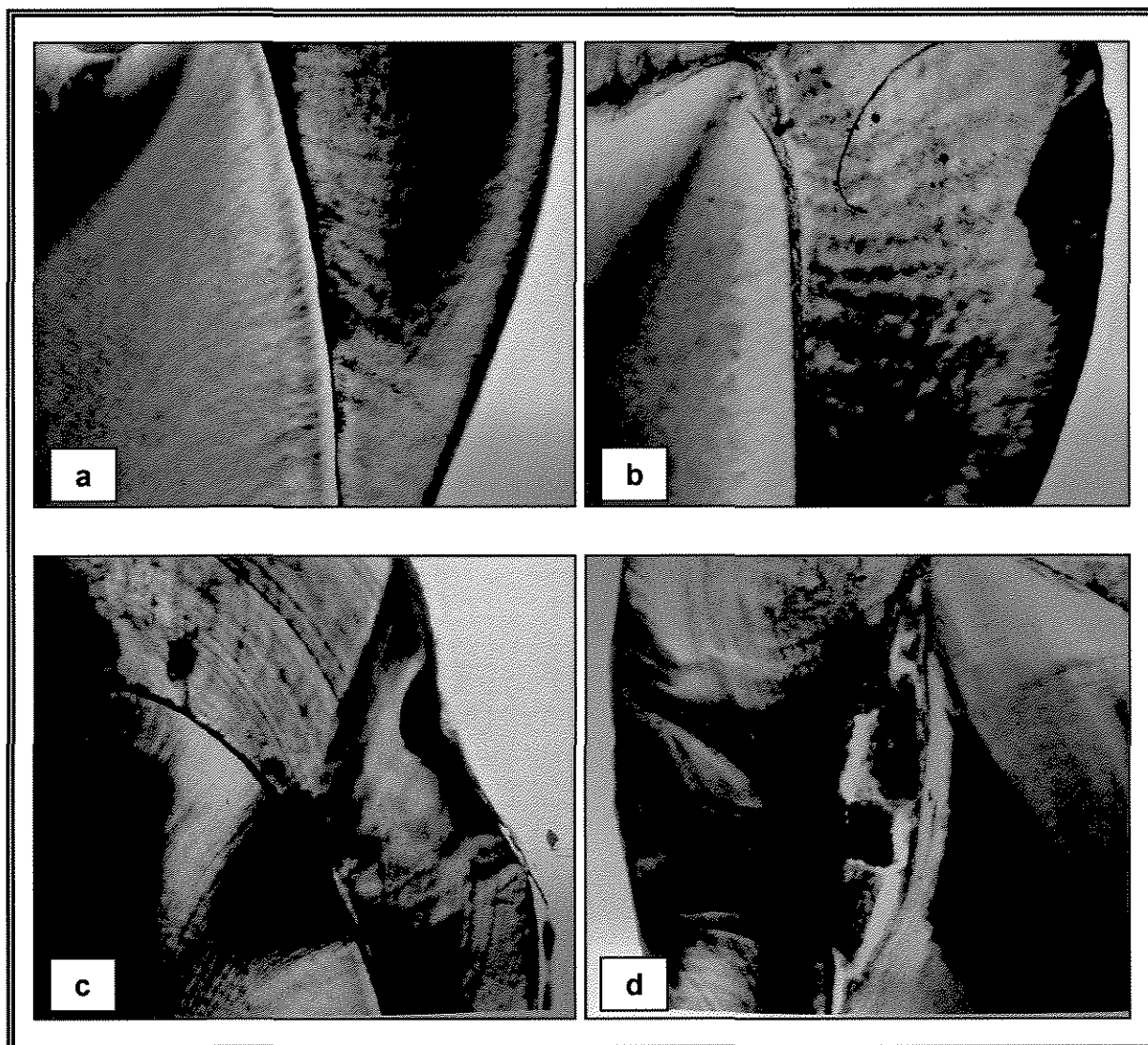


Figura 9 – Avaliação histológica dos dentes seccionados (aumento 5x): a – superfície proximal hígida; b – superfície proximal com cárie em esmalte; c – superfície proximal com cárie na junção amelo-dentinária; d – superfície proximal com cárie em dentina

As respostas obtidas pela avaliação histológica (padrão ouro) foram comparadas com as interpretações dos avaliadores utilizando-se a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*). As áreas sob as curvas ROC foram avaliadas para detectar qual dos filtros testados produziam radiografias mais acuradas para a detecção de cáries proximais.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Avaliação laboratorial

Pelas leituras densitométricas das imagens da placa de chumbo colocada sobre os filmes, obtiveram-se as densidades de base e véu. As médias e os valores dos desvios-padrão destas densidades, para os três filtros estudados, estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1

Médias e desvios-padrão das densidades de base e véu para os filtros de Alumínio e Estanho (Sn_1 e Sn_2)

Filtro	Média	Desvio-padrão
Alumínio	0,251	0,004
Sn_1	0,250	0,004
Sn_2	0,251	0,006

A Tabela 2 mostra a média e o desvio-padrão dos valores das densidades ópticas em cada degrau da escala de densidade para os três filtros testados.

Tabela 2

Médias (M) e desvios-padrão (d.p.) das densidades ópticas obtidas para os filtros de Alumínio (Al) e Estanho (Sn₁ e Sn₂) em cada degrau da escala de densidade

Filtro		0mm	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm	12mm	14mm	16mm
Al	M	2,697	1,869	1,335	0,988	0,766	0,629	0,519	0,445	0,386
	(d.p.)	(0,020)	(0,022)	(0,012)	(0,013)	(0,009)	(0,007)	(0,003)	(0,008)	(0,005)
Sn ₁	M	2,642	1,658	1,149	0,939	0,667	0,535	0,451	0,390	0,352
	(d.p.)	(0,036)	(0,019)	(0,017)	(0,010)	(0,011)	(0,010)	(0,005)	(0,006)	(0,004)
Sn ₂	M	2,959	1,884	1,268	0,916	0,716	0,581	0,493	0,430	0,384
	(d.p.)	(0,050)	(0,030)	(0,024)	(0,016)	(0,008)	(0,009)	(0,009)	(0,010)	(0,006)

Por meio dos valores de densidade de todas as repetições, obtiveram-se as curvas de densidade óptica para cada filtro, que são construídas pelas seguintes funções: $0,323 + e^{0,862-0,211x}$ para o filtro de Alumínio, $0,345 + e^{0,823-0,259x}$ para o filtro Sn₁ e $0,371 + e^{0,947-0,261x}$ para o filtro Sn₂, onde x representa a espessura da escala. A seguir estão representadas, na Figura 10, as curvas de densidades ópticas para os três filtros testados.

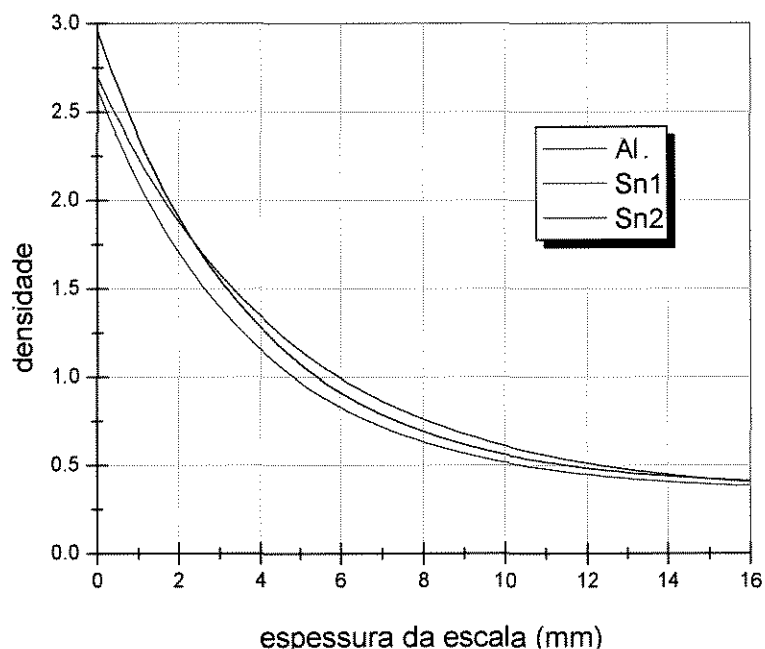


Figura 10 – Densidade óptica em função da espessura da escala para os filtros de Alumínio (Al) e Estanho (Sn₁ e Sn₂)

A partir destas curvas de densidade obtiveram-se as curvas de contraste. Elas foram construídas baseadas nas seguintes funções: $-0,211e^{0,862-0,211x}$ para o filtro de Alumínio, $-0,259e^{0,823-0,259x}$ para o filtro Sn₁ e $-0,261e^{0,947-0,261x}$ para o filtro Sn₂, onde x representa a espessura da escala. A seguir estão representadas, na Figura 11, as curvas de contraste quando avaliadas todas as repetições para cada filtro testado.

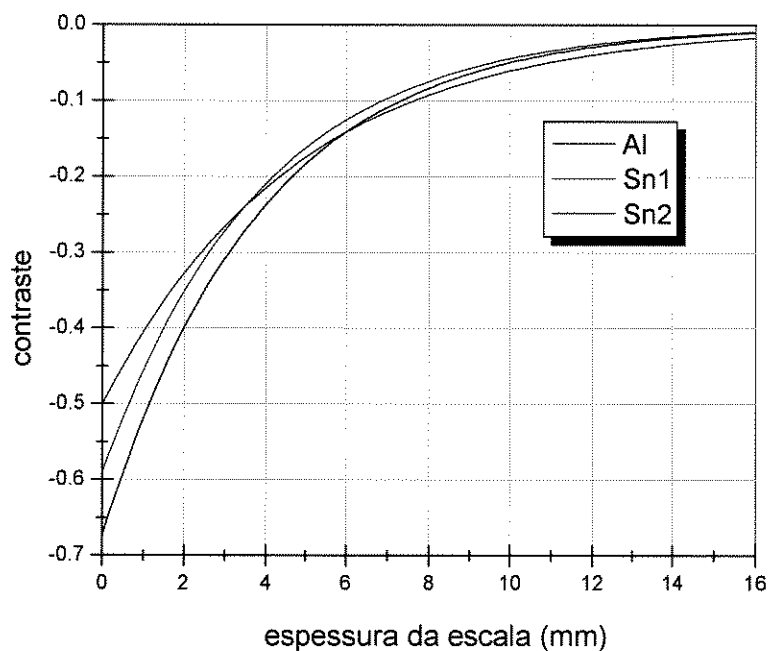


Figura 11 – Contraste em função da espessura da escala para os filtros de Alumínio (Al) e Estanho (Sn₁ e Sn₂)

Por meio destas curvas calculou-se a área média sobre elas para cada um dos filtros. A área calculada estendeu-se do eixo da abscissa até a curva. Os valores encontrados estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3

Médias e desvios-padrão das áreas das curvas de contraste para os filtros de Alumínio e Estanho (Sn_1 e Sn_2)

Filtro	Média	Desvio-padrão
Alumínio	-2,288	0,021
Sn_1	-2,242	0,032
Sn_2	-2,538	0,044

O teste de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05, foi aplicado aos valores das áreas das curvas de contraste e o valor encontrado foi de 25,55761 que, quando comparado ao valor tabelado (Tabela C, Siegel, 1952), resulta na rejeição da hipótese de igualdade, ou seja, pelo menos um dos grupos difere dos demais.

Quando os grupos foram comparados dois a dois, pelo teste de Mann-Whitney, ao nível de significância "overall" de 0,06, resultaram em $U=0$ (Al x Sn_2), $U=0$ (Sn_1 x Sn_2) e $U=14$ (Al x Sn_1). Comparando-se estes valores com os respectivos valores tabelados (Tabela K, Siegel, 1952), todos levaram à rejeição da hipótese de igualdade, ou seja todos os grupos diferem entre si.

Pelo exame das médias destes grupos, tem-se que o contraste obtido com o filtro Sn_2 é maior que o contraste obtido pelo filtro de Alumínio, que por sua vez, é maior que o contraste obtido pelo filtro Sn_1 .

Deve-se observar que os sinais negativos atribuídos aos valores de contraste significam apenas que as áreas estão localizadas abaixo do eixo da abscissa. As interpretações devem ser realizadas baseando-se nos valores absolutos destes dados.

As diferenças entre os valores de contraste para os filtros testados e o filtro padrão de Alumínio era esperada. Como já afirmado por Villagran *et al.* (1978), Ponce *et al.* (1988) e Kapa *et al.* (1990), a qualidade do feixe de raios X e, conseqüentemente, a qualidade da imagem é dependente do material do filtro, representado pelo seu número atômico, energia de ligação na camada K e espessura.

O número atômico do Alumínio é 13, enquanto que o número atômico do Estanho é significativamente maior ($Z=50$). Aumentando-se o número atômico do elemento usado como filtro, aumenta-se também a absorção de raios X, removendo uma maior quantidade de fótons de baixas energias, endurecendo o feixe, ou seja, estreitando a variação de energia do espectro filtrado (MacDonald-Jankowski & Lawinski, 1991). Um feixe mais duro determinará uma redução do contraste radiográfico. (Richards *et al.*, 1970; Kapa *et al.*, 1990; McDonnell & Price, 1991).

O segundo fator a ser levado em consideração é a energia de ligação na camada K que também é específica para cada elemento químico. O Alumínio possui uma energia de ligação extremamente baixa (1,54keV), fato que, segundo Gelskey & Baker (1981), explica a filtração deficiente do feixe de raios X por este material. Já para o Estanho, esta energia é de 25keV, possibilitando a absorção de fótons com energias inferiores a esse valor, sendo mais eficiente que o Alumínio na remoção dos fótons de baixa energia. Além disso, a prata da emulsão do filme tem uma energia de ligação de 25,5keV e, por efeito fotoelétrico, absorve fótons com energias logo acima de 25,5keV (Tetradis *et al.*, 1995). Desta forma, o filtro de Estanho remove do espectro de raios X fótons que são realmente absorvidos pelos tecidos moles da face, atenuando pouco aqueles que podem ser absorvidos pelos cristais de prata da emulsão do filme, proporcionando uma variação energética que estará mais próxima daquela para qual os filmes radiográficos são mais sensíveis: 37,5 a 45keV (Richards *et al.*, 1970; MacDonald *et al.*, 1987).

Na dependência da energia de ligação dos elétrons na camada K, os filtros podem ser divididos em duas categorias: os convencionais e os filtros *K-edge* (seletivos ou *band pass*). A primeira categoria compreende filtros com número atômico mais baixo, como o Alumínio (1,54keV), Cobre (8,98keV), Ítrio (17,1keV) e Nióbio (19keV). Na segunda categoria, incluem-se os filtros com número atômico variando de 58 a 71 (filtros terras raras), que atenuam tanto os fótons de baixa como os de alta energia, e esta mudança no padrão de absorção deve-se as maiores energias de ligação na camada K destes elementos, que apresentam uma média de 50keV (Richards *et al.*, 1970; Huen *et al.*, 1976; Horner *et al.*, 1988; MacDonald-Jankowski & Lawinski, 1991; Tetradis *et al.*, 1995).

De maneira geral, tem-se o seguinte padrão: quando se utilizam os filtros convencionais, o contraste será diminuído pela remoção dos fótons de baixa energia, causando um endurecimento do feixe de radiação; quando se utilizam os elementos terras raras, o contraste será aumentado pela remoção simultânea dos fótons de alta energia que tendem a reduzir o contraste. Exceções para os trabalhos de Ponce *et al.* (1988) que observaram que o filtro de Érbio reduziu o contraste radiográfico e de Kapa *et al.* (1990) que encontraram uma redução no contraste para as radiografias realizadas com os filtros de Gadolínio e Érbio.

O terceiro fator que deve ser considerado é a espessura do filtro. Quanto maior a espessura do filtro maior a absorção de raios X. Normalmente, filtros mais espessos diminuem severamente o contraste da radiografia e requerem excessivos tempos de exposição (Richards, 1958; Mauriello *et al.*, 1970; Tetradis *et al.*, 1995).

Os resultados deste trabalho mostraram um menor valor de contraste para o filtro Sn₁, seguido do filtro de Alumínio e o maior valor foi associado ao filtro Sn₂. Estes resultados estão de acordo com os de Pardini (1995) que também observou valores mais elevados de contraste para as radiografias realizadas com filtro de Estanho, quando comparadas com as realizadas com filtro de Alumínio. Shibuya *et al.* (2000) quando testaram o filtro KEY que, provavelmente, apresenta

o Estanho como um de seus componentes, também encontraram maiores valores de contraste para as radiografias obtidas com esse filtro.

A redução do contraste associada ao filtro de Estanho de menor espessura (Sn_1) deve-se, provavelmente, ao maior número atômico e a energia de ligação na camada K superior a do Alumínio, fatores que proporcionam uma remoção mais eficiente dos fótons menos energéticos, aumentando a energia média do feixe e reduzindo o contraste radiográfico.

No entanto, o filtro de Estanho de maior espessura (Sn_2), apresentou um contraste radiográfico superior ao obtido pelo filtro de Alumínio, fato que contradiz a afirmação de que filtros mais espessos diminuem severamente o contraste da radiografia e requerem excessivos tempos de exposição (Richards, 1958; Mauriello *et al.*, 1970; Tetradis *et al.*, 1995). Uma possível explicação para isto pode estar relacionada ao número atômico do Estanho, relativamente próximo dos filtros terras raras, que são verdadeiros filtros K-edge. Estes filtros removem os fótons mais energéticos que tendem a reduzir o contraste da imagem e aumentar a radiação espalhada. Este fato, associado a maior espessura do Sn_2 pode justificar o comportamento semelhante deste filtro ao de um verdadeiro filtro *band pass*. Filtros mais espessos normalmente causam um endurecimento do feixe, mas absorvem os raios X de uma maneira menos uniforme que filtros mais delgados, havendo um aumento no número de interações dos raios X com a matéria. No entanto, para se ter certeza das características do espectro produzido por este filtro, seria necessário fazer a espectrometria do feixe, que mostraria exatamente o número de fótons para cada energia.

5.2 Avaliação clínica

Oitenta dentes constituíram os *phantoms* que foram radiografados com os três filtros testados e, posteriormente seccionados para exame histológico. Das 160 faces avaliadas microscopicamente (mesial e distal de cada dente), 86

(53,75%) apresentavam lesões de cárie em diferentes graus de profundidade e, 74 (46,25%) apresentavam-se hígidas.

Vinte e cinco avaliadores examinaram, utilizando cinco escores, as radiografias dos *phantoms*. Destes exames, foram obtidas 160 respostas de cada examinador para cada tipo de filtro, totalizando em 4000 respostas para cada filtro testado. O Quadro 2 mostra a distribuição das avaliações relativas a cada tipo de filtro e a Figura 12 ilustra estes números.

Quadro 2

Distribuição das respostas da interpretação das radiografias realizadas com os filtros de Alumínio e Estanho (Sn₁ e Sn₂)

Filtros	Escore					Total
	1	2	3	4	5	
Alumínio	2413 (60,33%)	555 (13,88%)	283 (7,07%)	380 (9,50%)	369 (9,22%)	4000 (100%)
Sn ₁	2689 (67,23%)	499 (12,48%)	119 (2,97%)	378 (9,45%)	315 (7,87%)	4000 (100%)
Sn ₂	2709 (67,73%)	497 (12,43%)	164 (4,10%)	325 (8,12%)	305 (7,62%)	4000 (100%)

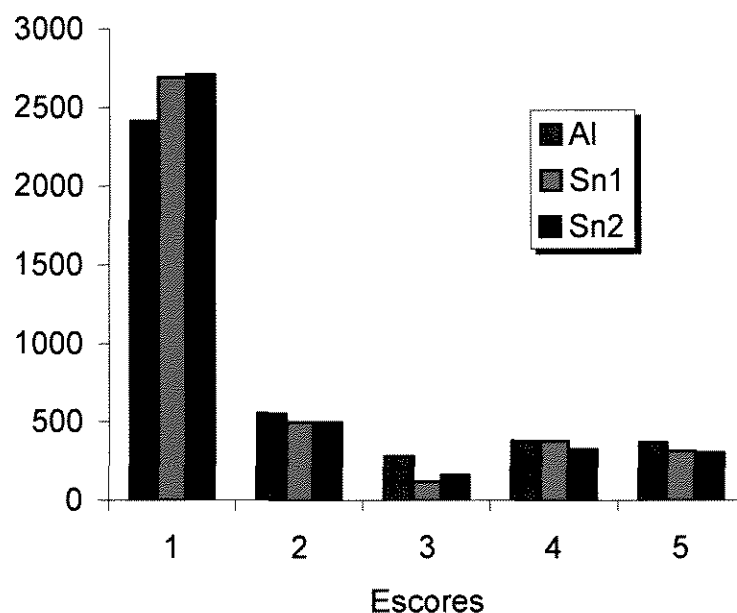


Figura 12 - Distribuição das respostas da interpretação das radiografias realizadas com os filtros de Alumínio e Estanho (Sn₁ e Sn₂)

O exame do gráfico mostra que o número de respostas “2”, “3” e “4”, que são atribuídas em casos de indecisões, estão diminuídas quando os filtros de Estanho, em qualquer das espessuras, são usados. Sugerindo-se que estes filtros possibilitem uma maior capacidade de decisão, caracterizada principalmente pela maior quantidade de respostas “1” (face definitivamente hígida). No entanto, esta avaliação não permite dizer se a aparente maior definição dos examinadores aumenta ou diminui a quantidade de decisões corretas. Para que isto seja avaliado, deve-se comparar as respostas dos avaliadores com o resultado do padrão ouro. A melhor forma de fazer isso é por meio da construção de curvas ROC para cada filtro testado. As Figuras 13, 14 e 15 apresentam estas curvas.

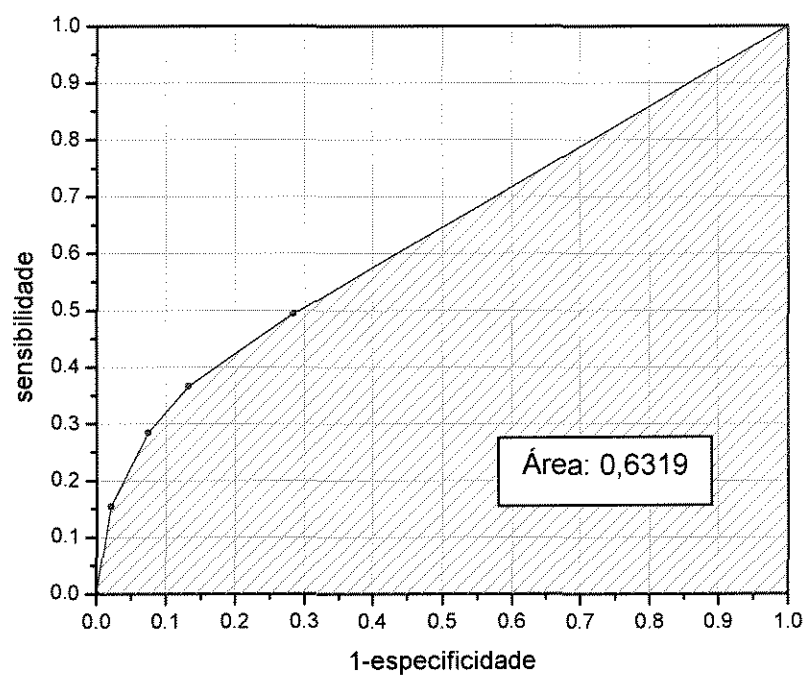


Figura 13 - Curva ROC para o filtro de Alumínio

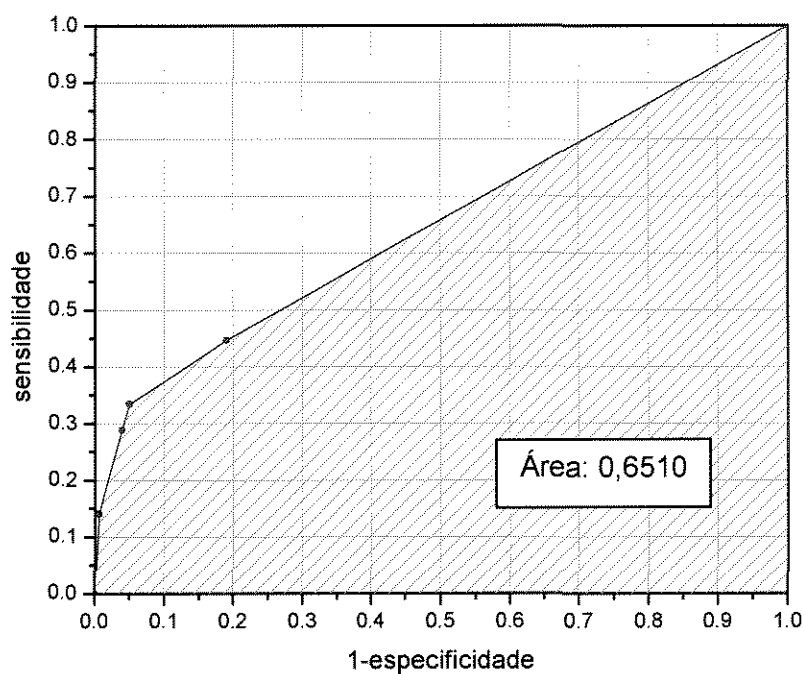


Figura 14 - Curva ROC para o filtro Sn₁

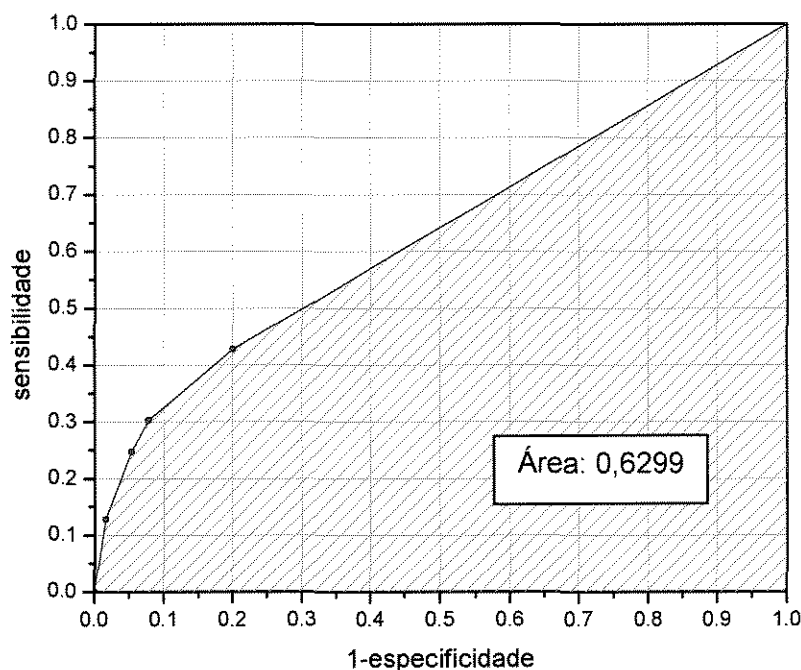


Figura 15 - Curva ROC para o filtro Sn₂

Calculando-se as áreas sob as curvas ROC, os valores obtidos foram: 0,6319 para o filtro de Alumínio, 0,6510 para o filtro Sn₁ e 0,6299 para o filtro Sn₂. Baseando-se no fato de que quanto maior a área sobre a curva, melhor a performance para diagnóstico, pode-se sugerir que o filtro Sn₁ apresenta uma melhor performance para diagnóstico de cárie proximal que o filtro de Alumínio, que por sua vez, é superior ao filtro Sn₂.

A variação da performance do diagnóstico de cáries em função da alteração do feixe de raios X encontrada neste trabalho, está de acordo com os resultados de Duckworth *et al.* (1981), que observaram que pequenas mudanças

na distribuição espectral modificam os resultados da detecção de cáries em incisivos e molares simulados pela combinação de hidroxiapatita e água.

É bem difundida a idéia de que um contraste mais elevado é preferível para o exame de estruturas radiopacas como, por exemplo, o esmalte dentário. Desta forma, seria preferível para o diagnóstico de cáries incipientes uma imagem com um contraste um pouco mais elevado. Se compararmos os dados da avaliação clínica, que mostraram uma performance superior para o filtro Sn₁, com os valores dos contrastes radiográficos obtidos laboratorialmente, cujo maior valor foi atribuído ao filtro Sn₂, poder-se-ia achar que os resultados encontrados não estão de acordo com a afirmação anterior. Mas, observando atentamente os valores de contraste para os três filtros estudados, nota-se que apesar de apresentarem resultados significativamente diferentes, a diferença numérica entre eles é muito pequena (diferença decimal), podendo não ser tão importante do ponto de vista clínico ou, até mesmo, nem ser passível de diferenciação pelo exame visual das radiografias. Isto fica ainda mais evidente quando se observam as curvas de contraste (Figura 11): até a espessura de 6mm da escala de densidade, o filtro Sn₂ apresenta um contraste notadamente maior, no entanto, a partir desta espessura, as curvas dispõem-se muito próximas umas das outras. Richards (1958) atribuiu medidas de densidades ópticas às estruturas dentais e, para as estruturas avaliadas nesta pesquisa (esmalte e dentina), estas densidades variam de 0,5 a 1,0, sendo correspondentes as espessuras de 6 a 12mm, que inclui a faixa em que as curvas estão bastante próximas.

Além disso, a escolha do contraste é uma preferência individual. Apesar de muitas vezes a preferência ser para imagens de contraste mais elevado, normalmente todas são consideradas aceitáveis para diagnóstico (Ponce *et al.*, 1988).

Para verificar se as alterações encontradas nos valores de contraste apresentavam importância clínica, foram realizadas radiografias de dentes extraídos, cujas faces proximais foram avaliadas quanto à presença de cárie.

Como método de validação para as radiografias, utilizou-se a avaliação histológica, considerada o melhor padrão ouro para determinar a acurácia em estudos de cárie (Hintze & Wenzel, 2002). Uma grande quantidade de faces proximais (160 faces) foram avaliadas por um grande número de examinadores (25), o que garante consistência à estatística e confiabilidade aos resultados obtidos (Hintze *et al.*, 2003). Para determinar a acurácia das radiografias realizadas com os diferentes filtros quanto ao diagnóstico de cárie, as respostas dos examinadores foram analisadas em função do padrão ouro por meio das áreas sob as curvas ROC. Atualmente, esta é a melhor ferramenta para avaliar testes de diagnóstico (Beck & Shultz, 1986; Wenzel & Verdonshot, 1994).

Estudos utilizando curva ROC já haviam sido sugeridos por White & Gratt (1991) em pesquisas com filtros alternativos para uma avaliação mais detalhada das técnicas radiográficas quanto à presença e a extensão das lesões.

Independente dos filtros utilizados, as áreas sob as curvas ROC encontradas neste trabalho (0,6319, 0,6510 e 0,6299) estão muito próximas daquelas encontradas pela maioria dos autores que estudaram diagnóstico radiográfico de cáries proximais e utilizaram a avaliação histológica como padrão ouro. Por exemplo, Lundeen *et al.* (1988) encontraram uma área de 0,6229 para o filme D e de 0,6130 para o filme E; Hintze *et al.* (1994) encontraram uma área de 0,61 para os filmes D e E; Hintze *et al.* (2002) encontraram 0,69 para o filme E; Hintze & Wenzel (2002) encontraram 0,70 para o filme E e 0,67 para o filme F. Mas são relatadas na literatura áreas sob curvas ROC variando de 0,55 (Hintze *et al.*, 1996) a 0,80 (Tyndall *et al.*, 1998).

Pardini (1995), que fez uma avaliação subjetiva da qualidade da imagem, observou que as radiografias realizadas com filtro de Estanho foram as melhores avaliadas. Shibuya *et al.* (2000) quando testaram a performance do filtro KEY por meio da curva ROC, observaram que este filtro apresentou a maior área sob a curva, indicando uma performance superior à do filtro de Alumínio.

Avaliando-se os filtros em termos de dose de radiação, os valores obtidos para cada um deles foram submetidos a uma análise de variância (ANOVA), que mostrou diferença significativa ($p < 0,01$) para os três filtros. Aquele que apresentou o menor valor foi o filtro Sn₁, com uma média de 194,8µGy, seguido pelo filtro de Alumínio, com 221,5µGy. A maior dose foi encontrada quando o filtro Sn₂ foi utilizado, com um valor médio de 229,7µGy. Quando estes valores são expressos em porcentagens, observa-se uma redução de cerca de 12% quando o filtro Sn₁ é utilizado para uma radiografia periapical em substituição ao filtro convencional de Alumínio.

Pardini (1995) encontrou valores de dose mais elevados quando o filtro de Estanho foi utilizado, o que difere deste trabalho. No entanto, uma comparação entre estes estudos é dificultada pelas divergências na metodologia aplicada a cada um deles, como filtros em diferentes espessuras e diferentes receptores de imagem.

Ressalta-se que estudos sobre dosimetria não foram objetivos deste trabalho, necessitando-se de pesquisas mais detalhadas, incluindo mensurações de dose-pele, dose integral e dose absorvida em diversos órgãos radiossensíveis, para se chegar a uma conclusão mais real sobre a redução da exposição quando filtros de Estanho são utilizados.

Outro fator que deve ser avaliado para a seleção de um determinado filtro é a sobrecarga do aparelho, definida pelo tempo de exposição necessário para produzir uma radiografia de boa qualidade. Quando um filtro é utilizado, os raios X não úteis serão absorvidos pelo metal, mas, infelizmente, os raios úteis também o são, reduzindo-se o número total de fótons de raios X, sendo necessário muitas vezes aumentar o tempo de exposição, que é freqüentemente considerado impraticável (Richards *et al.*, 1970; Huen *et al.*, 1976; Kapa *et al.*, 1990). Quanto a isto, pode-se afirmar que o Estanho, nas espessuras utilizadas, não resultou em uma sobrecarga do aparelho, inclusive o filtro de menor

espessura (Sn_1) necessitou de um tempo de exposição inferior ao filtro padrão de Alumínio.

Baseando-se nos resultados encontrados neste trabalho, a utilização do filtro de Estanho de 0,05 mm de espessura (Sn_1) pode ser uma alternativa viável para a substituição do filtro tradicional de Alumínio, pois possibilitou uma boa performance para o diagnóstico da cárie dentária, estando associado a uma redução significativa da dose de radiação e a necessidade de baixos tempos de exposição. Estudos detalhados sobre dosimetria e espectrometria do feixe devem ser realizados para complementar os resultados desta pesquisa.

6 CONCLUSÃO

Como conclusões deste trabalho, destacam-se:

1. As radiografias realizadas com o filtro Sn₂ apresentaram o maior valor de contraste;
2. As radiografias realizadas com o filtro Sn₁ não apresentaram redução da performance para o diagnóstico radiográfico de cárie proximal;
3. As radiografias realizadas com filtro Sn₁ necessitaram de menores tempos de exposição e resultaram nas menores doses de radiação;
4. O filtro de Estanho de 0,05mm de espessura (Sn₁) é uma alternativa viável para a utilização em aparelhos de raios X odontológicos, no que se refere à qualidade da imagem.

REFERÊNCIAS

Beck JR, Shultz EK. The use of relative operating characteristic (ROC) curves in test performance evaluation. **Arch Pathol Lab Med**. 1986; 110(1): 13-20.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria n. 453, de 1 de junho de 1988. Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios-X diagnósticos em todo o território nacional e dá outras providências. Disponível em: URL: <http://www.agevisa.pb.gov.br/arq/PortariaMS453.pdf> [2003 Mar 12].

Cho T, Uehara S, Yoshimura A, Yoshinaga H. Dental x-ray spectrometry with an Si(Li) semiconductor. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1978; 45(6): 965-77.

Duckworth JE, Webber RL, Youmans H, Fewell TR. The effects of spectral distribution on x-ray image quality. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1981; 52(3): 314-20.

Farman AG, Perez C, Jacobson A, Kelly MS. Evaluation of aluminum-yttrium filtration for intraoral radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1989; 67(2): 224-6.

Gelskey DE, Baker CG. Energy-selective filtration of dental x-ray beams. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1981; 52(5): 565-7.

Gonçalves A. **Estudo da liga de alumínio-cobre, como filtração alternativa, para radiação X** [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.

Haiter CFS, Bóscolo FN, Haiter Neto F, Almeida SM. Estudo da liga de alumínio-zinco como filtração alternativa em aparelhos de raios X odontológicos. **Pesqui Odontol Bras**. 2002; 16(1): 77-82.

Hintze H, Christoffersen L, Wenzel A. In vitro comparison of Kodak Ultra-speed, Ektaspeed, and Ektaspeed Plus, and Agfa M2 Comfort dental x-ray films for the detection of caries. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 1996; 81(2): 240-4.

Hintze H, Frydenberg M, Wenzel A. Influence of number of surfaces and observers on statistical power in a multiobserver ROC radiographic caries detection study. **Caries Res.** 2003; 37(3): 200-5.

Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. **Dentomaxillofac Radiol.** 2002; 31(3): 170-5.

Hintze H, Wenzel A, Jones C. In vitro comparison of D- and E- speed film radiography, RVG, and Visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. **Caries Res.** 1994; 28(5): 363-7.

Hintze H, Wenzel A. Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. **Dentomaxillofac Radiol.** 2002; 31(1): 44-9.

Horner K, Hirschmann PN. Dose reduction in dental radiography. **J Dent.** 1990; 18(4): 171-84.

Horner K, Lawinski CP, Smith NJ. Erbium filtration for dose reduction in dental radiography. **Br J Radiol.** 1988; 61(727): 609-12.

Huen A, Sternglass EJ, Mazzocco DM, Fischer WG. Quasimonochromatic radiation for dental radiography. **J Dent Res.** 1976; 55(1): 148-53.

Kapa SF, Tyndall DA, Ouellette TE. Application of added beam filtration to intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol.** 1990; 2(19): 67-74.

Kircos LT, Staninec M, Chou LS. Rare earth filters for intraoral radiography: exposure reduction as a function of kV(p) with comparisons of image quality. **J Am Dent Assoc.** 1989; 118(5): 605-9.

Lundeen RC, McDavid WD, Barnwell GM. Proximal surface caries detection with direct-exposure and rare earth screen/film imaging. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1988; 66(6): 734-45.

MacDonald JC, Reid JA, Luke M. The spectral sensitivity of dental x-ray film. **Dentomaxillofac Radiol.** 1987; 16(1): 29-32.

MacDonald-Jankowski DS, Lawinski CP. The reduction in radiation dose for intraoral radiographs by the use of thin k-edge filters. **Br J Radiol.** 1991; 64(762): 524-8.

Mauriello SM, Matteson SR, Tyndall DA, Bader JD. Clinical evaluation of a samarium/aluminum compound filter. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1989; 68(1): 108-14.

Mauriello SM, Overman VP, Mann GB. Clinical evaluation of a samarium compound filter and E-speed film. **Quintessence Int.** 1996; 27(11): 769-73.

Mauriello SM, Washburn DB, Matteson SR. Effects of rare-earth filters on patient exposure and image contrast. **J Dent Res.** 1987; 66(8): 1326-30.

McDonnell D, Price C. Effects of niobium filtration and constant potential on image quality in dental radiography. 1: Subjective assessment and contrast. **Dentomaxillofac Radiol.** 1991; 20(4): 219-23.

Pardini LC. **Filtração da radiação X em Odontologia. Estudo comparativo entre filtros de alumínio, zinco e estanho** [tese]. Ribeirão Preto: USP/FORP; 1995.

Ponce AZ, McDavid WD, Langland OE. The use of added erbium filtration in intraoral radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1988; 66(4): 513-7.

Ponce AZ, McDavid WD, Underhill TE, Morris CR. Use of E-speed film with added filtration. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1986; 61(3): 297-9.

Price C, McDonnell D. Effects of niobium filtration and constant potential on image quality in dental radiography. 2. Objective assessment. **Dentomaxillofac Radiol.** 1992; 21(1): 5-8.

Price C, McDonnell D. Effects of niobium filtration and constant potential on the sensitometric responses of dental radiographic films. **Dentomaxillofac Radiol.** 1991; 20(1): 11-6.

Richards AG, Barbor GL, Bader JD, Hale JD. Samarium filters for dental radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1970; 29(5): 704-15.

Richards AG. Quality of an x-ray beam. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1964; 17(6): 739-44.

Richards AG. Roentgen-ray doses in dental roentgenography. **J Am Dent Assoc.** 1958; 56(3): 351-68.

Rubira MJ. **Filtração da radiação X: uso do cobre no estudo do contraste radiográfico e diagnóstico da cárie dentária** [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FORP; 2002.

Shibuya H, Nishikawa K, Kuroyanagi K. Effect of K-shell absorption edge filters on image quality in digital intraoral radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2000; 90(3): 377-84.

Siegel S. **Nonparametric statistics for the behavioral sciences.** Japan: MacGraw-Hill Kogakusha; 1952.

Tamburus JR, Lavrador MAS. Radiographic contrast. A comparative study of three dental X-ray films. **Dentomaxillofac Radiol**. 1997; 26(4): 201-5.

Tamburús JR. Quality of radiographic images - laboratory evaluation of intraoral films, filters, collimators, and radiation exposure. **Rev Odontol Univ São Paulo**. 1997; 11(3): 161-7.

Tetradis S, Scaf G, Lurie AG, Freedman ML. Niobium filtration of conventional and high-frequency x-ray generator beams for intraoral radiography. Effects on absorbed doses, image density and contrast, and photon spectra. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1995; 80(2): 232-41.

Thoraesus R. Tin-filters in roentgen therapy. **Acta Radiol**. 1934; 15: 225-36.

Trout ED, Kelley JP, Lucas AC. Evaluation of thoraesus filters. **Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med**. 1961; 85(5): 933-9.

Tyndall DA, Ludlow JB, Platin E, Nair M. A comparison of Kodak Ektaspeed Plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system for caries detection using receiver operating characteristic analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1998; 85(1): 113-7.

Tyndall DA. Spectroscopic analysis and dosimetry of diagnostic x-ray beams filtered by rare earth materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1986; 62(2): 205-11.

Villagran JE, Hobbs BB, Taylor KW. Reduction of patient exposure by use of heavy elements as radiation filters in diagnostic radiology. **Radiology**. 1978; 127(1): 249-54.

Wakoh M, Farman AG, Kelly MS, Kuroyanagi K. Diagnostic image quality and dose reduction using niobium filtration for cephalometric radiography. **Dentomaxillofac Radiol**. 1993; 22(4): 189-94.

Watanabe PCA. **Filtração adicional da radiação X em Odontologia. Estudo comparativo entre filtros de alumínio e cobre** [tese]. São Paulo: USP/FO; 1999.

Wenzel A, Verdonchot EH. Some considerations in the evaluation of diagnostic tests in dentistry. **Dentomaxillofac Radiol.** 1994; 23(4): 179-82.

White SC, Gratt BM. Evaluation of Niobi-X filtration in intraoral radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1991; 72(6): 746-55.

Yale SH, Goodman LS. Reduction of radiation output of the standard dental x-ray machine utilizing copper for external filtration. **J Am Dent Assoc.** 1957; 54(3): 354-7.



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
CERTIFICADO



Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Filtração da radiação x: estudo comparativo entre os filtros de alumínio e estanho", sob o protocolo nº **045/2001**, da Pesquisadora **KARINA LOPES DEVITO**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **José Roberto Tamburús**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP, em 19 de dezembro de 2001.

Piracicaba, 20 de fevereiro de 2004.

We certify that the research project with title "X- ray filtration: comparative study between aluminum and tin filters", protocol nº 045/2001, by Researcher **KARINA LOPES DEVITO**, responsibility by Prof. Dr. José Roberto Tamburús,, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Resarch at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas), In December 19 2001.

Piracicaba, SP, Brazil, February 20 2004

Cynthia Machado Tabchoury
Profa. Dra. Cynthia Pereira Machado Tabchoury
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior
Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

