



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Tecnologia e Ciências

Instituto de Física Armando Dias Tavares

Raphaela Cristina de Azeredo da Silva

Caracterização de filmes radiográficos de uso odontológico a partir de sensitometria e espectrometria por fluorescência de raios X

Rio de Janeiro

2016

Raphaela Cristina de Azeredo da Silva

**Caracterização de filmes radiográficos de uso odontológico a partir de
sensitometria e espectrometria por fluorescência de raios X**



Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Orientador: Prof. Dr. Luís Fernando de Oliveira

Rio de Janeiro

2016

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/ REDE SIRIUS / BIBLIOTECA CTC/D

S586c

Silva, Raphaela Cristina Azeredo da.
Caracterização de filmes radiográficos de uso
odontológico a partir de sensitometria e espectrometria
por fluorescência de raios X / Raphaela Cristina Azeredo
da Silva.- 2016.
69 f. : il.

Orientador: Luís Fernando de Oliveira.
Dissertação (mestrado) - Universidade do Estado do
Rio de Janeiro, Instituto de Física Armando Dias Tavares.

1. Radiografia – Filmes – Odontologia - Teses. 2. Raios
X - Fluorescência - Teses. 3. Sensitometria fotográfica –
Teses. 4. Espectrometria – Teses. 5. Opacidade (Ótica) –
Teses. I. Oliveira, Luís Fernando de. II. Universidade do
Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Física Armando Dias
Tavares. III. Título.

CDU 616-073.7:771.531.7

Bibliotecária: Teresa da Silva CRB7/5209

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou
parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Raphaela Cristina de Azeredo da Silva

**Caracterização de filmes radiográficos de uso odontológico a partir de
sensitometria e espectrometria por fluorescência de raios X**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovada em 25 de outubro de 2016.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Luís Fernando de Oliveira (Orientador)
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ

Prof. Dr. Cláudio de Carvalho Conti
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – CNEN

Prof. Dr. Elicardo Alves de Souza Gonçalves
Instituto Federal do Rio de Janeiro – IFRJ

Prof. Dr. Robson Costa de Castro
Colégio Pedro II

Prof. Dr. Davi Ferreira de Oliveira
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ

Prof. Dr. Catarine Canellas Gondim Leitão
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ

Prof. Dr. Marcelino José dos Anjos
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ

Rio de Janeiro

2016

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação à minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus pela oportunidade à mim concedida de estar completando esta etapa da minha vida.

Agradeço ao meu orientador professor Luís Fernando de Oliveira por toda ajuda que me ofereceu durante todo o período do mestrado e principalmente por todo apoio e compreensão que me deu nos momentos difíceis que me ocorreu. Tenho o senhor como um exemplo de professor e ser humano à ser seguido.

Agradeço à minha família por estar sempre ao meu lado e por me apoiar nas minhas escolhas.

Agradeço aos meus avós por serem tão amorosos comigo e sempre me orientar à fazer boas escolhas na vida.

Agradeço ao Elicardo pela ajuda no laboratório e por todas as informações que me concedeu em colaboração para que essa dissertação pudesse ser realizada.

Agradeço ao Ramon por toda ajuda no laboratório quando eu precisava e por todo incentivo que me deu.

Agradeço aos meus amigos Matheus, Suelen, Lúcio e Kenion por todo apoio e incentivo que me deram.

Agradeço ao professor Marcelino e à professora Catarinne pela ajuda que me deram em alguns momentos em que precisei.

Agradeço aos demais colegas de laboratório (Rayssa, Francis, Hugo, Dani, Ana Cecília, Hamilton, Diogo ...) e ao Márcio por momentos de descontração que houveram e pela companhia de vocês.

Agradeço ao Laboratório de Instrumentação Nuclear (COPPE/URFJ) por ceder o densitômetro óptico para as medidas de densidade óptica dos filmes radiográficos.

Não sou o que gostaria de ser.

Não sou o que ainda irei ser.

Mas, graças a Deus,

Não sou mais quem eu era.

Marthin Luther King

RESUMO

SILVA, R. C. A. *Caracterização de filmes radiográficos de uso odontológico a partir de sensitometria e espectrometria por fluorescência de raios X*. 2016. 69 f. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física Armando Dias Tavares, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016.

Este trabalho tem por objetivo apresentar o levantamento das curvas características de filmes radiográficos de uso odontológico de duas marcas distintas, Carestream Dental e Contrast, comercializados como filmes de classe E, através da intensidade da fluorescência de raios X da prata metálica fixada após o processo de revelação e a determinação de diferentes parâmetros sensitométricos a partir das curvas levantadas. A curva característica, ou curva sensitométrica, correlaciona o grau de enegrecimento apresentado pelo filme, chamado de densidade óptica, com a exposição aplicada ao mesmo. A densidade óptica é medida pela atenuação da intensidade de um feixe luminoso produzido por um fonte instalada no densitômetro. Quanto maior o enegrecimento do filme, maior é a atenuação da intensidade do feixe. No entanto, os densitômetros apresentam uma limitação no processo de leitura quando o grau de enegrecimento é suficiente para atenuar completamente o feixe luminoso. Nesta situação, o densitômetro satura em valores de densidade óptica inferiores aos valores máximos previstos para os filmes radiográficos. Já a espectrometria por fluorescência de raios X não possui tal limitação, pois não corresponde à transmissão de radiação e sim à produção de radiação característica a partir da interação da radiação com o meio. No caso dos filmes radiográficos, a intensidade da fluorescência de raios X da prata metálica detectada é proporcional à sua massa fixada após a revelação. Maior quantidade de prata metálica, indica maior enegrecimento, e, conseqüentemente, maior contagem de fluorescência. Mesmo depois de o densitômetro saturar, o espectrômetro continua produzindo contagens de fluorescência proporcionais às diferentes quantidades de prata no filme. Desta forma, o método de construção das curva característica foi elaborado correlacionando os dados de densidade óptica obtidos por sensitometria com as contagens de fluorescência de raios X da prata até o ponto de saturação do densitômetro. A partir da correlação, produziu-se uma função de transferência para cada marca de filme convertendo as contagem de fluorescência de raios X em densidade óptica. A partir dos dados experimentais e ajustados dos filmes, estimou-se os argumentos das expressões que definem as curvas características. Criadas as curvas, os demais parâmetros ligados aos filmes radiográficos puderam ser estimados, tais como: velocidade dos filmes, gradientes médios, contrastes, densidades e massas dos grãos. Além destes, pode-se inferir a fluência de fótons e a taxa de exposição aplicada aos filmes. O método provou-se eficiente quanto aos objetivos estabelecidos e revela um potencial importante em aplicações específicas como dosimetria usando filmes dosimétricos.

Palavras-chave: Filme radiográfico. Curva característica. Densidade óptica.

Fluorescência de raios X.

ABSTRACT

SILVA, R. C. A. *Characterization of dental radiographic films from sensitometry and X-ray fluorescence spectrometry*. 2016. 69 f. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física Armando Dias Tavares, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016.

This dissertation aims to show a method to raise characteristic curves of dental radiographic films of two different brands, Carestream Dental and Contrast, traded as films of E class, through the intensity quantification of the characteristic radiation produced by the metallic silver fixed after the development process and the determination of different sensitometric parameters from the raised curves. The characteristic curve (also termed as sensitometric curve or H-D curve) correlates the degree of blackening of a region of film, called optical density, with the exposure applied. The measurement instrument the optical density is the densitometer and the reading process is called sensitometry. The optical density is measured by the attenuation of the intensity of a light beam produced by a source installed on the densitometer. The greater blackening of the film, the greater the attenuation of the beam intensity. However, densitometers have a limitation in the reading process when the degree of blackening is sufficient to attenuate the light beam completely. In this situation, the densitometer saturates at optical density values lower than the maximum predicted for radiographic films. On the other hand, the X-ray fluorescence spectrometry has no such limitation once it does not correspond to the radiation transmission but to the characteristic radiation output from the radiation interaction with the environment. For radiographic films, the intensity of the detected metallic silver fluorescence is proportional to its mass fixed after development process. Greater amount of metallic silver, greater is the blackening and greater is the fluorescence count. Even after the densitometer saturation, the spectrometer continues to produce fluorescence counts proportional to different amounts of silver in the film. Based on this fact, the tracing method of the characteristic curve has been drawn correlating optical density data, obtained by sensitometry, with silver fluorescence counting upto the densitometer saturation point. From the correlation, it was produced a transfer function for each set of films, converting fluorescence count in optical density. From the experimental and adjusted data from the films, it has been estimated the values of the expression arguments which define the characteristic curves. Traced the curves, other parameters linked to radiographic films could be estimated, such as film speed, average gradients, contrast, density and mass of grains. In addition, it was inferred the photon fluence and exposure rate applied to the film. The method has proved effective in compliance the established objectives and reveals an important potential to some specific applications such as dosimetry using dosimetric films, digitization of radiographic films and imaging techniques.

Keywords: Radiographic film. Characteristic curve. Optical density. X-ray fluorescence.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Onda eletromagnética plana monocromática.	18
Figura 2	- Espectro da radiação eletromagnética.	18
Figura 3	- Diagrama com as transições eletrônicas mais frequentes.	23
Figura 4	- Ilustração do efeito fotoelétrico e emissão de radiação característica. . .	24
Figura 5	- Esquema de um tubo de raios X.	25
Figura 6	- Espectro de raios X de um tubo.	26
Figura 7	- Estrutura básica de um filme radiográfico.	32
Figura 8	- Processo de sensibilização de um grão de prata.	34
Figura 9	- Relação comparativa entre densidade óptica, exposição e enegrecimento.	36
Figura 10	- Modelo de uma curva característica.	37
Figura 11	- Composição básica de um sistema de ED-XRF.	43
Figura 12	- Exemplo de espectro de energia em ED-XRF.	44

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Curva de DO por tempo de exposição dos filmes da marca Carestream Dental.	53
Gráfico 2 - Curva de intensidades do k_α por tempo de exposição dos filmes da marca Carestream Dental.	53
Gráfico 3 - Curva de DO por tempo de exposição dos filmes da marca Contrast.	54
Gráfico 4 - Curva de intensidades do k_α por tempo de exposição dos filmes da marca Contrast.	54
Gráfico 5 - Curvas de dados e de ajuste linear para os filmes da marca Carestream Dental.	55
Gráfico 6 - Curvas de dados e de ajuste linear para os filmes da marca Contrast.	56
Gráfico 7 - Curvas de DO para os filmes da marca Carestream Dental.	57
Gráfico 8 - Curvas de DO para os filmes da marca Contrast.	57
Gráfico 9 - Conjunto de curvas de DO	58
Gráfico 10 - Conjunto dos dados de DO e curva teórica.	59
Gráfico 11 - Espectro de energia emitido pelo tubo.	60
Gráfico 12 - Espectro de energia sobre o filme.	61
Gráfico 13 - Seções de choque de massa do brometo de prata e do ar seco.	62
Gráfico 14 - Contraste dos filmes das marcas Carestream Dental e Contrast.	65

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Momentos angulares orbital, de <i>spin</i> e total.	22
Quadro 2 - Relação dos componentes químicos do revelador.	35
Quadro 3 - Relação dos componentes químicos do fixador.	35
Quadro 4 - Especificações técnicas do tubo de raios X Mini-X.	45
Quadro 5 - Especificações técnicas do detector XR-100CR.	46
Quadro 6 - Valores de tempo de processamentos.	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Leituras das densidades ópticas relativas aos filmes da marca Carestream Dental.	51
Tabela 2	- Leituras das densidades ópticas relativas aos filmes da marca Contrast.	51
Tabela 3	- Intensidades dos picos de fluorescência K_{α} da prata.	52
Tabela 4	- Conversão de contagem em DO	56

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	14
1	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
1.1	Radiação eletromagnética e Raios X	17
1.2	Interação da radiação X com a matéria	17
1.2.1	<u>Atenuação da radiação X</u>	17
1.2.2	<u>Probabilidades de interação</u>	19
1.3	Efeito fotoelétrico	20
1.3.1	<u>Energia de ligação</u>	20
1.3.2	<u>Absorção fotoelétrica</u>	21
1.3.2.1	Transições eletrônicas	22
1.4	Tube de raios X	24
1.5	Grandezas radiológicas	27
1.5.1	<u>Fluência e fluxo de fótons</u>	27
1.5.2	<u>Fluência e fluxo de energia</u>	28
1.5.3	<u>Exposição</u>	28
1.6	Radiografia	31
1.6.1	<u>Estrutura do filme radiográfico</u>	31
1.6.2	<u>Formação da imagem latente</u>	31
1.6.3	<u>Revelação da imagem latente</u>	33
1.6.4	<u>Quantificação da imagem revelada</u>	33
1.6.4.1	Densidade óptica	33
1.6.4.2	Curva característica	36
1.6.4.3	Descrição teórica da curva característica	38
1.7	Espectrometria por ED-XRF	42
2	METODOLOGIA	45
2.1	Materiais	45
2.1.1	<u>Filme radiográfico</u>	45
2.1.2	<u>Tube de raios X</u>	45
2.1.3	<u>Química do revelador e fixador</u>	46
2.1.4	<u>Densitômetro</u>	46
2.1.5	<u>Detector de raios X e sistema de espectrometria</u>	46
2.2	Métodos	47
2.2.1	<u>Exposição dos filmes</u>	47
2.2.2	<u>Revelação</u>	47
2.2.3	<u>Secagem do filme</u>	48
2.2.4	<u>Leitura da densidade óptica</u>	49

2.2.5	<u>Leitura da fluorescência</u>	49
3	RESULTADOS	50
3.1	Resultados das leituras ópticas	50
3.2	Resultados das leituras por XRF	50
3.3	Curvas características dos filmes	52
3.4	Ajuste das curvas teóricas	58
3.5	Análise do fluxo de fótons e das massas dos grãos nos filmes . . .	59
3.6	Análise da densidade de grãos nos filmes	63
3.7	Análise dos contrastes, gradientes e velocidades	63
	CONCLUSÃO	66
	REFERÊNCIAS	68

INTRODUÇÃO

Desde a descoberta por Wilhelm Conrad Roentgen, em 1895, os raios X vem sendo aplicado na área médica e na indústria com o intuito de detectar possíveis falhas/anomalias que não são visualizadas a olho nu (JENSEN et al., 1996).

Na medicina, os raios X tem papel fundamental para a obtenção de um diagnóstico clínico que revele a estrutura anatômica do interior de um corpo. A visualização da resposta à exposição de um corpo aos raios X é o imageamento bidimensional de uma estrutura tridimensional. Para isso, os raios X que atravessam o corpo devem ser detectados e isso se dá por intermédio dos detectores de radiação. Um dos detectores de grande eficácia e baixo custo é o filme radiográfico, que por sua portabilidade oferece muitas vantagens em relação ao transporte e manuseio quando comparado aos demais detectores de radiação.

Os filmes radiográficos vem sendo aprimorados ao longo dos anos a fim de garantir alta qualidade da imagem detectada e uma menor dose de exposição dos pacientes aos raios X, o que se denomina ALARA (do inglês *As Low As Reasonable Achievable*) que resume a finalidade da intensa busca por aprimoração na detecção dos raios X (GIERSCH; DURST, 2008; JENSEN et al., 1996; MOJIRI; SANI; BEIGI, 2011).

A formação da imagem se dá pelo enegrecimento do filme à medida em que a radiação é detectada, o que promove diferentes tons de cinza que revela uma estrutura não uniforme do corpo. Um dos fatores responsáveis pela qualidade da imagem está relacionado aos parâmetros de controle da radiação no tubo que vai definir a profundidade da penetração do feixe através do corpo e a detecção do feixe emergente.

Para cada tipo de filme, existem parâmetros específicos que promovem uma boa qualidade da imagem segundo a premissa do ALARA. Os parâmetros de controle do tubo são o ânodo, voltagem, corrente de operação e filtros. Fixados esses parâmetros, o que que provocará diferenças significativas é o tempo com que o material/corpo fica exposto à radiação. Assim, fatores como contraste e definição da imagem revelada estão fortemente ligadas ao tempo de exposição (CHITRA et al., 2011).

Por se comportar como um detector de radiação, o filme radiográfico também possui aplicações em dosimetria, porém por ser dependente da energia dos fótons acabam não sendo uma boa escolha como aparelho dosimétrico a menos que acoplado à ele sejam utilizados filtros que reduzem a detecção de fótons de baixa energia o que promove uma otimização da resposta do filme aos raios X detectados (MOSLEHI et al., 2010).

O grau de enegrecimento do filme, descrito a início, é uma medida denominada densidade óptica. Como o enegrecimento do filme se dá pela formação de prata metálica em função da exposição, a densidade óptica é uma medida que está ligada à essa quantidade. A leitura da densidade óptica se dá através de um aparelho denominado

densitômetro.

A curva que relaciona medidas de densidade óptica com valores de exposição é chamada curva característica, também chamada de curva H-D, em homenagem aos pesquisadores Hurter e Driffield (1890). Essa curva é característica para cada filme e através dela pode-se obter as propriedades sensitométricas tais como contraste, latitude e velocidade.

A escolha de caracterização de um filme através da densidade óptica não é arbitrária dado que o sistema biológico de visão possui a capacidade interpretação do contraste em uma imagem baseada na lei logarítmica. A limitação do sistema de visão se encontra nas propriedades fisiológicas da retina, formada por células sensíveis ao comprimento de onda e à intensidade luminosa.

Assim como o sistema de visão, o densitômetro possui limitação em função da capacidade do transdutor em converter luz em sinal elétrico. No caso da saturação da densidade óptica, esta situação envolve valores de densidade óptica elevadas e corresponde aos níveis mais baixos de intensidade de luz transmitida. Se o transdutor não for capaz de discriminar baixos níveis de luminosidade, a densidade óptica pode ser subestimada e, desta forma, comprometer-se a construção da curva característica e sua credibilidade para valores de exposição altos.

Segundo o artigo de Yaffe e Mawdsley (1981), a quantificação da prata metálica presente no filme pode ser obtida através da técnica analítica de espectrometria por fluorescência de raios X (XRF). O espectro de fluorescência de raios X obtido nesta aplicação fornece a intensidade dos picos característicos das transições eletrônicas $K_{\alpha 1}$ e $K_{\alpha 2}$ da prata presente no filme revelado. A escolha por quantificar a prata foi adotada nesse artigo devido à dificuldade de fazer um uso adequado de filmes de determinada classe, já que os parâmetros da construção da emulsão não são fornecidos e filmes pertencentes à uma mesma classe não possuem necessariamente uma mesma resposta na curva característica.

Odendorf e Astrahan (1983) fez o uso de medidas de XRF para a aquisição de curvas características e comparou com medidas de densidade óptica. Com isso, constatou ser possível fazer o uso da fluorescência de raios X como meio de caracterização do filme de forma mais eficiente que a caracterização utilizando dados de densidade óptica devido à limitação anteriormente citada. No entanto, Odendorf e Astrahan não correlacionaram os dados de densidade óptica com as contagens de fluorescência de raios X da mesma forma que Yaffe e Mawdsley fizeram.

Juntando as ideias relatadas nos artigos de Yaffe e Mawdsley e de Odendorf e Astrahan, Gonçalves (2016) realizou medidas de fluorescência e densidade óptica, e, através do ajuste dessas medidas, constatou que o uso de fluorescência de raios X permite um alcance maior da curva característica quando comparado ao uso da densidade óptica.

Isso ocorre pois na leitura de fluorescência de raios X não há a limitação que existe na leitura óptica, e, portanto, não há um truncamento na curva tão rápido na região

de saturação, visto que a única dependência da leitura de XRF é a presença de prata no filme. Por isso, enquanto houver prata haverá leitura; isto ocorrerá até o momento em a que exposição do filme aos raios X sensibiliza todos os grãos e, desta forma, uma exposição maior que essa não produzirá diferenças na leitura saturando a curva. Como o densitômetro depende da intensidade luminosa transmitida, baixíssimas intensidades não serão quantificadas corretamente por causa da grande atenuação da prata metálica. Isso não ocorre para a fluorescência.

Através das observações feitas por Gonçalves (2016), a proposta desse trabalho foi utilizar os resultados das caracterizações de filmes obtidas manualmente junto à um modelo teórico de obtenção da curva característica para obter os parâmetros dos filmes tais como a massa do grãos e densidade dos grãos bem como os parâmetros sensitométricos das curvas tais como contraste, latitude, gradiente e velocidade. Além disso, estimar alguns parâmetros radiométricos tais como fluxo de fótons e exposição.

O objetivo desta dissertação é mostrar que há possibilidade de obter esses parâmetros sensitométricos tais como contraste, gradiente, velocidade e gamma de filmes das marcas Carestream Dental e Contrast, ambos de classe E, através da fluorescência de raios X e verificar que esta caracterização mostra-se mais coerente com a previsão teórica do comportamento dos filmes radiográficos. Além disso, utilizar essa metodologia para estimar as massas dos grãos de ambos os filmes e obter parâmetros radiométricos tais como taxa de exposição e fluxo de fótons.

A dissertação está organizada da seguinte forma: introdução, fundamentação teórica, metodologia, resultados e conclusão.

1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1.1 Radiação eletromagnética e Raios X

A radiação eletromagnética é formada por oscilações harmônicas dos campos elétrico e magnético perpendiculares entre si com uma frequência angular de oscilação ω como representado na figura 1. A relação entre campo elétrico e magnético se dá através da equação

$$\vec{B} = \frac{1}{c} \hat{z} \times \vec{E} \quad (1)$$

onde \vec{B} é o vetor campo magnético, c é a velocidade da luz no vácuo, \hat{z} é o vetor unitário na direção z do sistema de coordenadas cartesianas e \vec{E} é o vetor campo elétrico. A equação de onda do campo elétrico e magnético é expressa por

$$\vec{E} = A \cos(kz - \omega t + \delta) \hat{x} \quad (2)$$

$$\vec{B} = \frac{A}{c} \cos(kz - \omega t + \delta) \hat{y} \quad (3)$$

onde k é o número de onda, A é a amplitude, δ é uma constante de fase, t é o tempo e \hat{x} e \hat{y} são os outros dois vetores unitários do sistema de coordenadas cartesianas. (NUSSENZVEIG, 1997)

Raios X é a denominação dada à radiação eletromagnética com origem na desexcitação eletrônica ou no frenamento de partículas carregadas por elétrons de um átomo alvo e está compreendido entre as frequências 10^{17} até 10^{24} Hz no espectro eletromagnético. A figura 2 apresenta a relação entre energias, frequências e comprimentos de onda para diferentes classificações de onda eletromagnética.

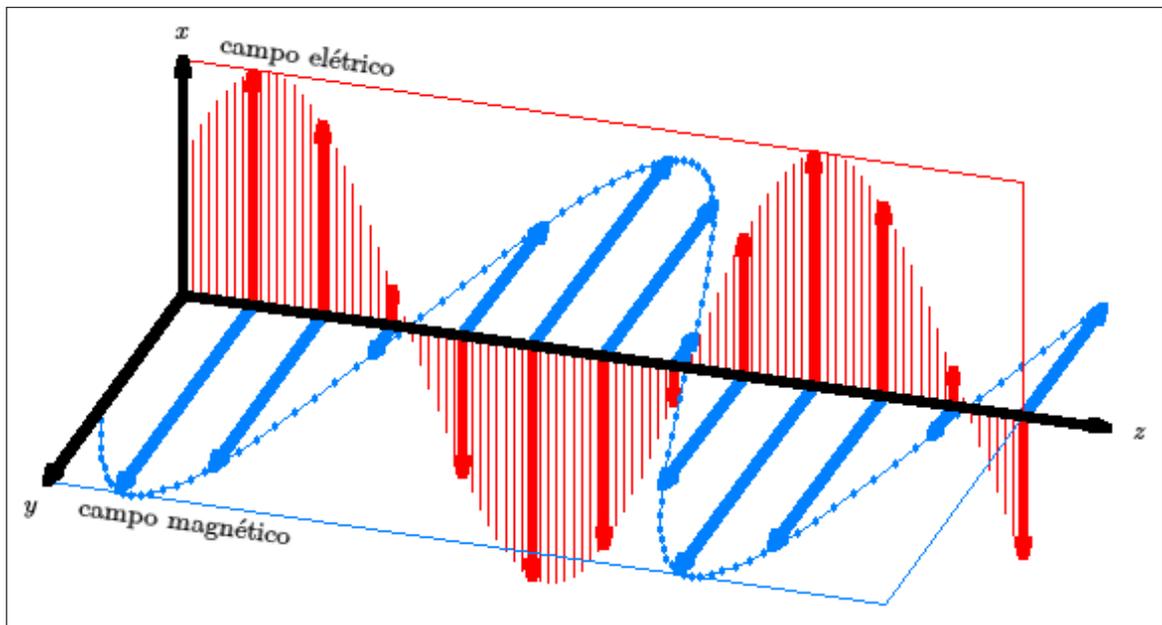
1.2 Interação da radiação X com a matéria

1.2.1 Atenuação da radiação X

Se o feixe de fótons é monoenergético e esses fótons são atenuados sobre condições de boa geometria ¹ ao atravessarem um meio de espessura x , a relação entre o número de fótons I que são transmitidos na mesma trajetória original e o número de fótons incidentes

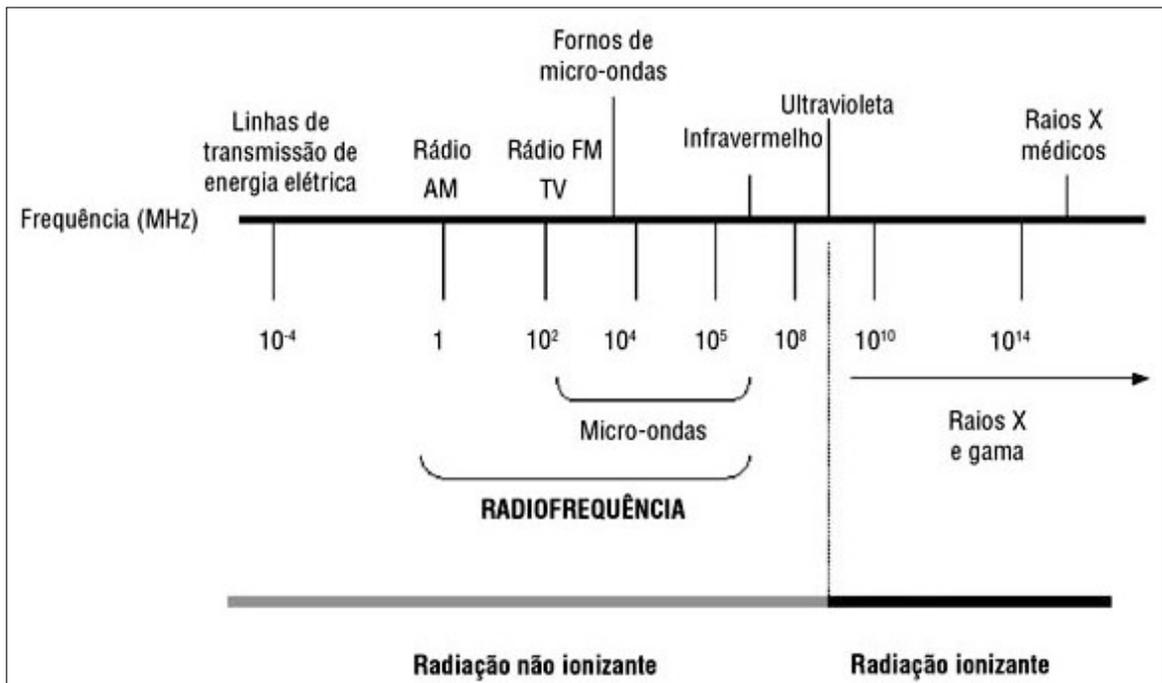
¹ 1 Feixe suficientemente estreito tal que o feixe transmitido não contenha fótons espalhados .

Figura 1 - Onda eletromagnética plana monocromática.



Fonte: MUSEU VIRTUAL DA LUZ, 2013.

Figura 2 - Espectro da radiação eletromagnética.



Fonte: BALBANI; KRAWCZYK, 2009.

I_0 é dada pela equação de Beer-Lambert:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (4)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear (HENDEE; RITENOUR, 2003). A partir da equação (4), pode-se determinar o coeficiente de atenuação linear pela expressão

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (5)$$

Logo, sua dimensão é cm^{-1} e traz uma ideia de quantos fótons são atenuados por unidade de comprimento. Além disso, o coeficiente de atenuação linear depende do meio, da energia dos fótons incidentes e do estado de agregação do meio (sólido, líquido ou gasoso). No entanto, observa-se que o valor do coeficiente de atenuação linear μ dividido pela densidade ρ do meio exposto gera um novo valor independente do estado de agregação, sendo denominado desta forma de coeficiente de atenuação linear de massa μ_ρ onde

$$\mu_\rho = \frac{\mu}{\rho} \quad (6)$$

A unidade do coeficiente de atenuação linear de massa é cm^2/g . A equação (4) pode ser reescrita usando o coeficiente de atenuação de massa

$$I = I_0 e^{-\mu_\rho \rho x} \quad (7)$$

Como a unidade do coeficiente de atenuação linear de massa é área por unidade de massa, traz-se a noção de seção de choque.

1.2.2 Probabilidades de interação

Quando um meio é exposto aos raios X, parte dos fótons interage com os átomos presentes no meio através de diferentes mecanismos, sendo que os mais frequentes para o espectro dos raios X: o efeito fotoelétrico (absorção fotoelétrica e emissão de radiação característica), o espalhamento inelástico ou efeito Compton e o espalhamento elástico ou efeito Thomson. Para um arranjo molecular organizado periodicamente (um arranjo cristalino), o espalhamento elástico dá origem ao espalhamento coerente (difração dos raios X), também chamado de efeito Reyleigh.

A possibilidade de interação dos raios X por meio de qualquer um destes mecanismos depende das seções de choque de cada um deles e da possibilidade de a radiação não interagir com o meio. O coeficiente de atenuação de massa é igual a soma das seções de

choque de massa de cada um dos mecanismos de interação, ou seja,

$$\mu_\rho = \tau_\rho + \sigma_\rho^i + \sigma_\rho^e \quad (8)$$

onde τ_ρ é a seção de choque de massa para absorção fotoelétrica, σ_ρ^i é a seção de choque de massa para o espalhamento inelástico e σ_ρ^e seção de choque de massa para espalhamento elástico. A probabilidade de um fóton ser transmitido, isto é, sem interagir com o meio, é dada por

$$P_{trans} = \frac{I}{I_0} = e^{-\mu_\rho \rho x} \quad (9)$$

Quando a espessura do material é muito pequena, a intensidade I tende à I_0 e, por, isso observa-se que uma grande quantidade de fótons atravessam o meio. Já quando a espessura do material é muito grande, a intensidade I tende a zero e observa-se poucos fótons atravessando o meio. A probabilidade de transmissão se encontra no intervalo $[0,1]$. O complemento da probabilidade de transmissão é a probabilidade de atenuação. Assim, se o número de fótons atenuados I_a é dado por $I_a = I_0 (1 - e^{-\mu_\rho \rho x})$, então, a probabilidade de um fóton interagir com o meio é dada por

$$P_{inter} = \frac{I_a}{I_0} = 1 - P_{trans} = 1 - e^{-\mu_\rho \rho x} \quad (10)$$

Cada mecanismo de interação possui uma probabilidade associada a partir das seções de choque correspondentes. As probabilidades de um fóton sofrer ou absorção fotoelétrica ou espalhamento inelástico ou elástico são expressas por

$$P_\tau = \frac{\tau_\rho}{\mu_\rho} (1 - e^{-\mu_\rho \rho x}) \quad (11)$$

$$P_{\sigma^i} = \frac{\sigma_\rho^i}{\mu_\rho} (1 - e^{-\mu_\rho \rho x}) \quad (12)$$

$$P_{\sigma^e} = \frac{\sigma_\rho^e}{\mu_\rho} (1 - e^{-\mu_\rho \rho x}) \quad (13)$$

1.3 Efeito fotoelétrico

1.3.1 Energia de ligação

Os elétrons são dispostos na estrutura atômica ao redor do núcleo e são caracterizados por quatro números quânticos, são eles: número quântico principal (n), número quântico secundário (l), número quântico magnético (m) e número quântico de spin (s).

a) O número quântico principal (n) define o nível de energia principal ou

camada dentro do qual o elétron se encontra ($n = 1$ para a camada K, $n = 2$ para a camada L, etc.).

- b) O número quântico secundário ou orbital (l) descreve o momento angular do elétron ($l = 0, 1, 2, \dots, n - 1$).
- c) O número quântico magnético (m) define a orientação do momento magnético em um campo magnético ($m = -l, -l + 1, \dots, l - 1, l$).
- d) O número quântico de spin (s) define a orientação do spin do elétron em um eixo específico ($s = +1/2$ ou $s = -1/2$).

A energia de ligação é definida como a energia requerida para separar completamente o elétron do átomo. Um elétron de uma camada mais interna é atraído pelo núcleo por uma força maior que a exercida pelo núcleo em um elétron mais distante e, portanto, possui uma energia de ligação maior.

A energia de ligação para elétrons das camadas K e L de átomos pode ser dada de forma aproximada pela equação:

$$E = \frac{me^4(Z - b)^2}{8\varepsilon_0^2 h^2 n^2} \quad (14)$$

onde E é a energia de ligação (J), m é a massa de repouso do elétron, e é a carga elétrica do elétron, Z é o número atômico, b é a constante de Moseley, ε_0 é a permissividade elétrica no vácuo, h é a constante de Planck e n é o número quântico principal.

Substituindo as equações segundo o sistema internacional de unidades (S.I.), a equação para a energia de ligação se torna

$$E = \frac{2,18 \cdot 10^{-18} (Z - b)^2}{n^2} \quad (15)$$

Porém $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-16} \text{ J}$. Logo, em eV,

$$E = \frac{13,65 \cdot 10^{-18} (Z - b)^2}{n^2} \quad (16)$$

1.3.2 Absorção fotoelétrica

A absorção fotoelétrica ocorre quando há transferência total da energia da radiação ionizante (radiação X ou gama) inicial para um elétron orbital, que é ejetado com uma energia cinética K_{e^-} dada por

$$K_{e^-} = h\nu - E_b \quad (17)$$

Quadro 1 - Momentos angulares orbital, de *spin* e total.

	n	l	s	j	
K	1	0 (s)	1/2	1/2	K
L	2	0 (s)	1/2	1/2	$L1$
		1 (p)	1/2	1/2	$L2$
			1/2	3/2	$L3$
M	3	0 (s)	1/2	1/2	$M1$
		1 (p)	1/2	1/2	$M2$
			1/2	3/2	$M3$
		2 (d)	1/2	3/2	$M4$
			1/2	5/2	$M5$

Fonte: a autora, 2016.

onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e E_b é a energia de ligação do elétron orbital (KNOLL, 1999).

1.3.2.1 Transições eletrônicas

Quando um elétron executa um salto quântico entre dois níveis, a energia do raio X característico E_x será dada pela diferença de energia entre esses níveis, ou seja,

$$E_x = E_i - E_f \quad (18)$$

onde E_i e E_f são as energias do elétron nas camadas inicial e final, respectivamente.

Para que uma transição entre dois estados quânticos aconteça é necessário que um elétron seja liberado do átomo. Isto requer que a energia da radiação que excita o átomo deve ser igual ou superior a energia de ligação do elétron ao átomo. Existem, portanto, algumas regiões de transições que são proibidas de ocorrerem.

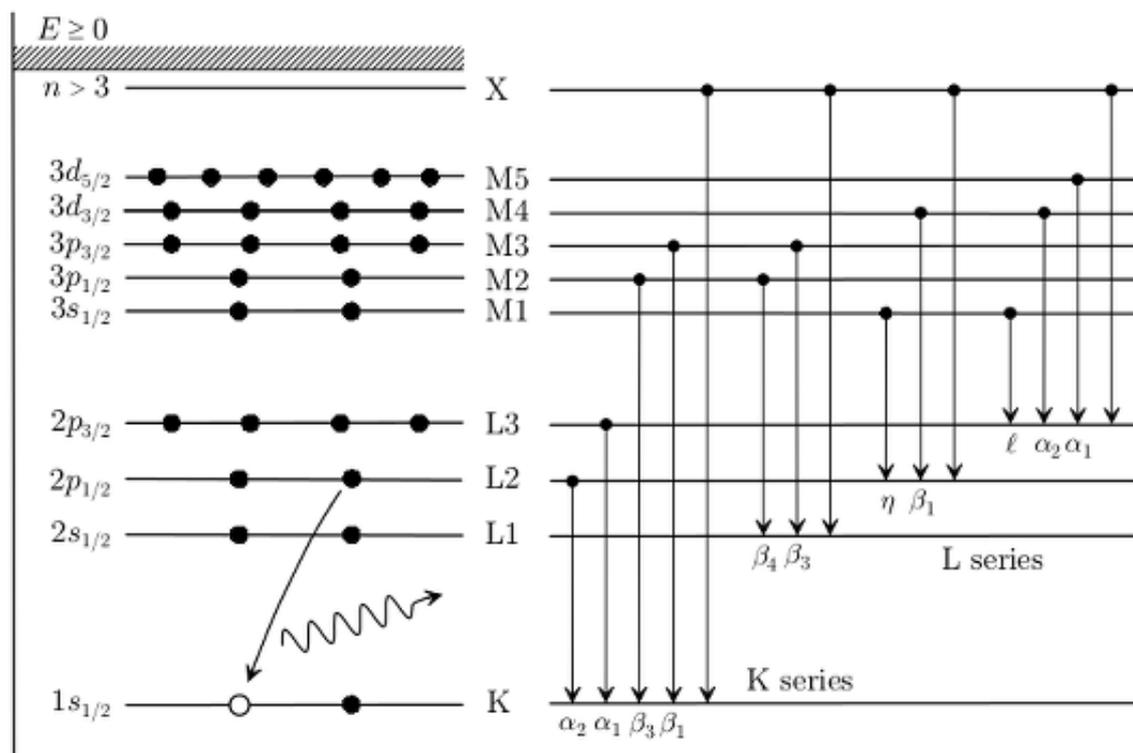
$$\Delta l = \pm 1 \quad (19)$$

$$\Delta j = 0, \pm 1 \quad (20)$$

onde l é o número quântico orbital e j é o número quântico angular total que representa a soma vetorial de l e o número quântico de spin s : $j = |l \pm s|$.

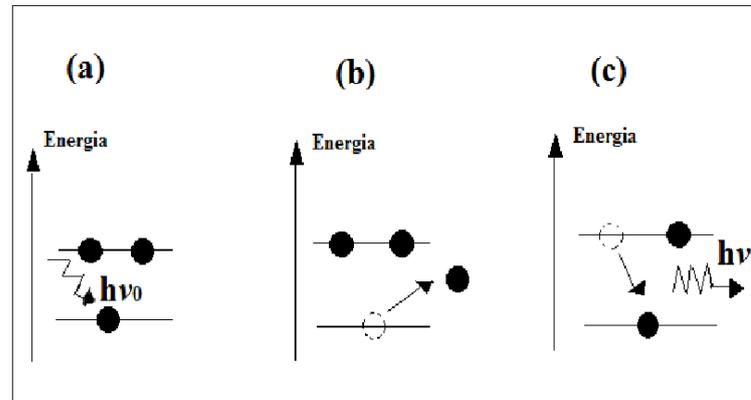
O quadro 1 mostra a organização dos elétrons dos três primeiros níveis quânticos principais e a figura 3 apresenta a distribuição dos elétrons correspondentes nesta organização e algumas transições observáveis.

Figura 3 - Diagrama com as transições eletrônicas mais frequentes.



Fonte: SALVAT; M.; SEMPAU, 2011, p. 49.

Figura 4 - Ilustração do efeito fotoelétrico e emissão de radiação característica.



Legenda: (a) O fóton incide no átomo, (b) O elétron de um nível mais interno é ejetado deixando uma vacância e (c) Um elétron de um nível mais energético ocupa a vacância com consequente emissão de raio X característico

Fonte: A autora, 2016.

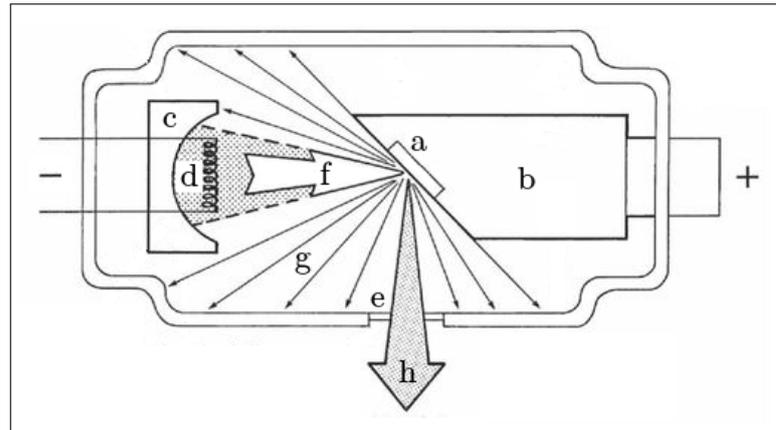
Quando o elétron que absorve a energia do fóton incidente é ejetado, uma vacância é deixada e, para que o átomo se estabilize, um elétron de um nível energético mais elevado (potencial menos negativo) transita para ocupar esta vacância e a diferença de energia entre esses níveis é bem definida e característica para cada elemento químico, conforme figura 4. Esse processo é denominado de emissão de radiação característica ou fluorescência de raios X (XRF, do inglês *X ray fluorescence*).

No entanto, nem sempre uma transição eletrônica emite radiação característica, pois a energia liberada durante uma transição eletrônica pode ejetar um elétron fracamente ligado. Esse elétron é denominado elétron Auger e sua energia cinética E_A é idêntica à energia dada pela transição. Este mecanismo de desexcitação do átomo concorre com a produção de raios X característicos sendo mais provável de ocorrer com elementos de número atômico muito baixo (entre Li e Na). Conforme decresce a probabilidade de emissão de elétron Auger, aumenta a probabilidade de emissão de raios X característicos.

1.4 Tubo de raios X

Um tubo de raios X é composto por um cátodo e um ânodo instalados dentro de um envelope ou tubo de vidro evacuado (figura 5). Os elétrons (f) fluem de um filamento de

Figura 5 - Esquema de um tubo de raios X.



Legenda: (a) alvo; (b) ânodo; (c) cátodo; (d) filamento; (e) janela; (f) feixe de elétrons; (g) raios X e (h) feixe de raios X útil.

Fonte: A autora, 2016.

tungstênio (d) no cátodo (c) para um alvo de metal (a) no ânodo (b) onde se produzem os raios X(g,h). Para que o tubo de raios X funcione, uma fonte de alimentação é necessária a fim de gerar elétrons no cátodo e estabelecer um potencial de alta tensão entre o ânodo e o cátodo, direcionando esse elétrons para o ânodo (WHITE; PHAROAH, 2013).

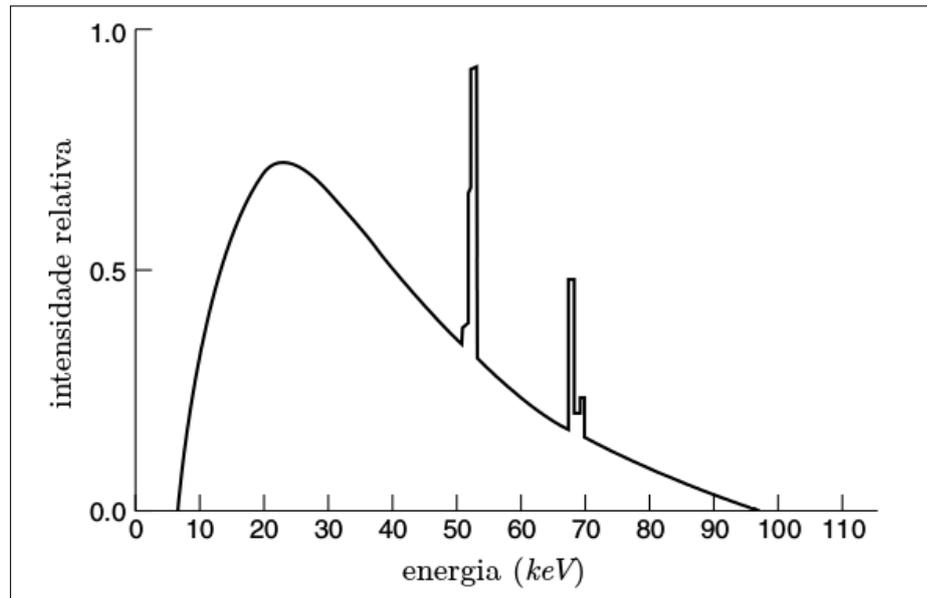
O cátodo corresponde ao eletrodo negativo do tubo. Em seu interior tem abrigado um filamento composto de tungstênio que é responsável por ejetar elétrons quando aquecido pelo estabelecimento de uma corrente elétrica entre os terminais do tubo de raios X. O filamento fica dentro de uma cavidade denominada copo focalizador, que é responsável por direcionar os elétrons ao ânodo.

O ânodo corresponde ao eletrodo positivo do tubo. Os elétrons ejetados do cátodo seguem em direção ao alvo de metal que é abrigado pelo ânodo e interagem com o mesmo. A área em que os elétrons são bombardeados no ânodo é bem definida, e é denominada de ponto focal.

Além de seus dois principais componentes (cátodo e ânodo), o tubo de raios X possui componentes externos: ampola de vidro ou metal, cabeçote protetor e suporte.

A ampola é constituída por um vidro ou metal de alta resistência a fim de proporcionar o isolamento térmico e elétrico entre as extremidades em que o ânodo e cátodo se encontram, isso permite uma melhor eficiência da produção de raios X bem como aumenta a vida útil do tubo. O cabeçote protetor é revestido de chumbo que impede que os raios X produzidos sejam emitidos em todas as direções. Parte desta radiação emergirá por uma pequena janela de berílio (e), esta radiação que emerge é denominada feixe útil (h). E o suporte é um mecanismo que sustenta o conjunto de cabeçote, ampola e tubo.

Figura 6 - Espectro de raios X de um tubo.



Legenda: Exemplo de espectro de energia emitido por um tubo de raios X onde se observam as componentes contínua (*bremsstrahlung*) e discreta (fluorescência do alvo do anodo).

Fonte: HENDEE; RITENOUR, 2003, p.75, fig. 5-5.

Do processo de penetração do feixe de elétrons no ânodo surgem duas componentes de raios X, como pode ser visto na figura 6:

- a) O espectro contínuo é devido à rápida desaceleração do elétron (devido à interação Colombiana entre o elétron incidente e os prótons do núcleo alvo - efeito *bremsstrahlung*) ao atingir o alvo, já que qualquer carga desacelerada emite radiação eletromagnética.
- b) O espectro discreto é devido à fluorescência de raios X produzido pelo material do alvo do anodo.

Porém, o espectro de emissão de raios X (discreto + contínuo) constitui algo em torno de 1% da radiação, pois aproximadamente 99% da energia dos elétrons é dissipada na forma de calor. Portanto, para que haja emissão de fótons característicos o ânodo deve possuir alto número atômico e além disso, deve possuir alto ponto de fusão para que não haja derretimento do mesmo. Como a radiação X que é usada para a exposição de amostras passa por uma pequena janela geralmente constituída por berílio, parte dos fótons de raios X característico ou produzidos por frenamento interagem com essa janela podendo ser absorvidos por ela. Assim, para baixas energias, esses fótons podem ser todos absorvidos pela interação com a janela de berílio. E, portanto, é necessário que a emissão de elétrons pelo cátodo alcance uma energia em *keV* que permita que sejam transmitidos

através da janela e assim interagir com a amostra.

1.5 Grandezas radiológicas

1.5.1 Fluência e fluxo de fótons

A quantidade (intensidade) de raios X que chegam em um determinado ponto, elemento de massa ou elemento de volume indica como os fótons fluem do feixe em direção à um alvo (IAEA, 2005).

Considerando um elemento de área da de um alvo, a fluência Φ de dN fótons fluindo através deste elemento infinitesimal é dada por:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (21)$$

e o fluxo φ dos mesmos dN fótons através desse mesmo elemento durante um tempo infinitesimal dt será:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN}{da} \right) \quad (22)$$

O feixe de radiação é caracterizado por seu espectro de energia $p(E)$ que é a distribuição de probabilidade que descreve a chance de se identificar um fóton com uma energia específica E . Logo, se o feixe impinge dN fótons sobre o elemento da durante um intervalo de tempo dt , o total de fótons $dN(E)$ por energia será

$$dN(E) = p(E)dN \quad (23)$$

A inserção do espectro $p(E)$ nas equações (21) e (22) leva ao cálculo da fluência e do fluxo em função da energia:

$$\Phi(E) = p(E)\Phi = p(E)\frac{dN}{da} = \frac{dN(E)}{da} \quad (24)$$

$$\varphi(E) = p(E)\frac{d\Phi}{dt} = \frac{d\Phi(E)}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN(E)}{da} \right) \quad (25)$$

As integrais da fluência $\Phi(E)$ e do fluxo $\varphi(E)$ sobre o domínio de energia são,

respectivamente, a fluência Φ e o fluxo φ totais em relação ao feixe:

$$\int \Phi(E)dE = \int p(E)\Phi dE = \Phi \underbrace{\int p(E)dE}_{=1} = \Phi \quad (26)$$

$$\int \varphi(E)dE = \int p(E)\varphi dE = \varphi \int p(E)dE = \varphi \quad (27)$$

Em relação ao tempo, admitindo-se um fluxo de fótons constante, inclusive em relação ao espectro de energia, calcula-se as fluências a partir dos fluxos:

$$\Phi(E) = \int \varphi(E)dt = \varphi(E) \int dt = \varphi(E)t = p(E)\varphi t \quad (28)$$

$$\Phi = \iint \varphi(E)dEdt = \int \varphi dt = \varphi \int dt = \varphi t \quad (29)$$

1.5.2 Fluência e fluxo de energia

Fluência e fluxo de energia dizem respeito à quantidade de energia que é transportada pelo feixe quando atravessa um elemento de alvo de área da durante um intervalo de tempo dt (IAEA, 2005).

Assumindo inicialmente um feixe monoenergético, uma fluência de dN fótons de energia E através da área da corresponde à uma fluência de energia $\Psi(E)$ cujo valor será:

$$\Psi(E) = \frac{d}{da}(EN(E)) = E \frac{dN(E)}{da} = E\Phi(E) \quad (30)$$

Para um feixe polienergético, a fluência total de energia Ψ será:

$$\Psi = \int \Psi(E)dE = \int E\Phi(E)dE = \int p(E)E\Phi dE = \Phi \int p(E)EdE = \langle E \rangle \Phi \quad (31)$$

onde $\langle E \rangle$ é o valor esperado para a energia dado o espectro $p(E)$.

Os fluxos mono e policromáticos, $\psi(E)$ e ψ , respectivamente, são expressos pelas seguintes equações:

$$\psi(E) = \frac{d}{dt}(E\Phi(E)) = E \frac{d\Phi(E)}{dt} = E\varphi(E) \quad (32)$$

$$\psi = \int \psi(E)dE = \int E\varphi(E)dE = \int p(E)E\varphi dE = \left(\int p(E)EdE \right) \varphi = \langle E \rangle \varphi \quad (33)$$

1.5.3 Exposição

A grandeza exposição da radiação é uma medida indireta que oferece a quantidade/intensidade de raios X emitidos pelo tubo e é dado pelo número de pares de íons

produzidos no ar provocados pela passagem da radiação até o momento em que os elétrons liberados pelos fótons sejam completamente parados. A ionização do ar aumenta com o aumento da quantidade de raios X no feixe. A unidade de exposição é *roentgen* (R). A expressão equivalente à essa definição é dada por:

$$\xi = \frac{dQ}{dm} \quad (34)$$

onde dQ é a quantidade de íons produzidos pela passagem de um feixe de raios X e dm é a massa de ar ionizada (ATTIX, 1986; IAEA, 2005).

Considerando K_i a energia cinética de um i -ésimo elétron posto em movimento devido à passagem da radiação em um elemento de volume dV em um ponto P durante um intervalo de tempo, as interações que ocorrem com o esse elétron reduzem a sua energia cinética em um fator de $K_i(1 - g_i)$, sendo g_i a fração da energia cinética perdida por ele. A energia cinética total remanescente é a soma desse fator de redução sobre todos os elétrons

$$K = \sum_i K_i(1 - g_i) \quad (35)$$

Um elétron em movimento pode produzir o efeito *bremsstrahlung* que emite um fóton de raios X, e estes por sua vez contribuem para a liberação de elétrons e consequentemente na formação de pares iônicos. A contribuição do efeito *bremsstrahlung* na formação de pares iônicos deve ser desconsiderado.

Considerando também que as interações do i -ésimo elétron de energia cinética K_i produzam N_i pares iônicos, a fração do número de pares iônicos formados durante a interação desse elétron é dado por $N_i(1 - g'_i)$, onde g'_i é a fração do número de pares iônicos formados devido ao efeito *bremsstrahlung*. A soma de todos os pares iônicos formados por todos os elétrons em um elemento de volume dV é dada por

$$N = \sum_i N_i(1 - g'_i) \quad (36)$$

A relação entre a energia gasta para produzir pares iônicos no gás é dado por:

$$\overline{W} = \frac{\sum_i K_i(1 - g_i)}{\sum_i N_i(1 - g'_i)} \quad (37)$$

onde \overline{W} é expressado em eV e o valor da energia depositada pelo raios X para a formação de cada par iônico em ar seco é $33,97 eV$. A razão entre esta energia e a carga de um par iônico, \overline{W}/e^- , produz o valor aproximado de $2,12 \cdot 10^{17} keV/C$.

A exposição está diretamente ligada à formação de pares iônicos; logo, possui relação com a quantidade \overline{W} . A exposição ξ em um ponto P devido à fluência de energia

Ψ de fótons com energia E pode ser escrita como:

$$\xi(E) = \left(\frac{e^-}{\overline{W}} \right) \mu_{ar}(E) \Psi(E) \quad (38)$$

$$= 4,716 \cdot 10^{-18} \mu_{ar}(E) \Psi(E) \quad (39)$$

onde $\Psi(E)$ está em keV/cm^2 e $\mu_{ar}(E)$ está em cm^2/g . Conseqüentemente, a exposição $\xi(E)$ está em C/g .

Outra unidade muito utilizada na prática para exposição, apesar de não ser S.I., é o *roentgen* (R). Rescrevendo a equação (39) em termos de *roentgen*², obtém-se as seguintes diferentes expressões:

$$\xi(E) = 1,828 \cdot 10^{-11} \mu_{ar}(E) \Psi(E) \quad (40)$$

$$= 1,828 \cdot 10^{-11} \mu_{ar}(E) \psi(E)t \quad (41)$$

$$\xi(E) = 1,828 \cdot 10^{-11} \mu_{ar}(E) E \Phi(E) \quad (42)$$

$$= 1,828 \cdot 10^{-11} \mu_{ar}(E) E \varphi(E)t \quad (43)$$

Se for assumido um feixe polienergético, a exposição ξ será a integral de $\xi(E)$ sobre o domínio da energia, ou seja,

$$\xi = \int \xi(E) dE \quad (44)$$

Resolvendo a integral, obtém-se as seguintes relações:

$$\xi = 1,828 \cdot 10^{-11} \langle \mu_{ar} \rangle \Psi \quad (45)$$

$$= 1,828 \cdot 10^{-11} \langle \mu_{ar} \rangle \psi t \quad (46)$$

$$\xi = 1,828 \cdot 10^{-11} \langle \mu_{ar}(E) E \rangle \Phi \quad (47)$$

$$= 1,828 \cdot 10^{-11} \langle \mu_{ar}(E) E \rangle \varphi t \quad (48)$$

onde $\langle \mu_{ar} \rangle$ é o coeficiente de atenuação de massa médio do ar seco e $\langle \mu_{ar}(E) E \rangle$ é o valor esperado para o produto do coeficiente de atenuação de massa e a energia.

² $2 R \approx 2,58 \cdot 10^{-7} C/g$.

1.6 Radiografia

Radiografia é uma técnica de análise que utiliza raios X e permite visualizar a estrutura interna de um material/corpo. Na radiografia, um feixe de raios X é produzido por um tubo, projetado sobre um objeto e posteriormente detectado em um dispositivo analógico ou digital bidimensional sensível à radiação chamado filme radiográfico.

A informação projetada no filme é uma superposição da informação tridimensional do material/corpo analisado e é registrada pela interação da radiação com o material do filme formando uma imagem não visível, chamada de imagem latente. Existe, portanto, uma redução na dimensão da informação, de tridimensional para bidimensional. Só é possível investigar aquilo que está contido no plano perpendicular à trajetória do feixe de raios X. A percepção de profundidade é perdida na radiografia.

1.6.1 Estrutura do filme radiográfico

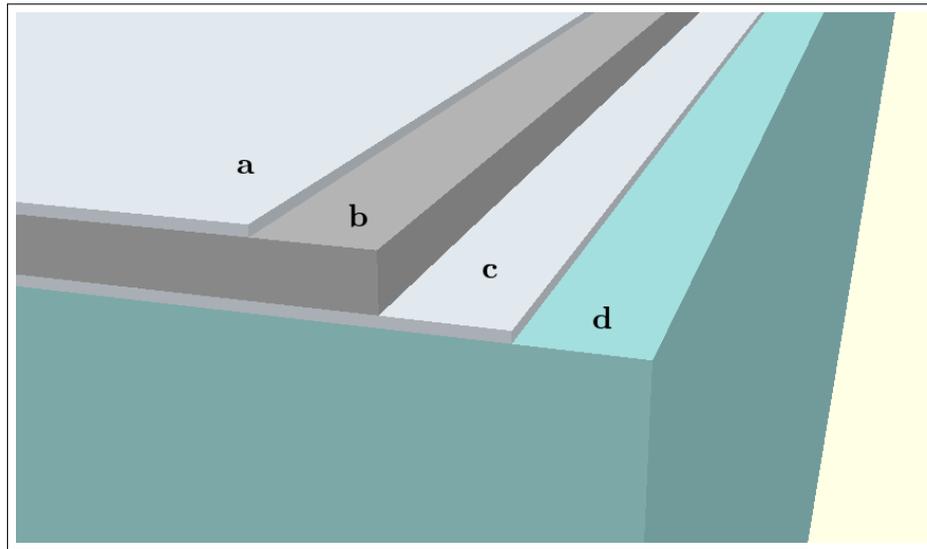
O filme radiográfico é composto por camadas como representado na figura 7. Existem filmes de emulsão simples (apenas uma camada de emulsão) e filmes de emulsão dupla (duas camadas de emulsão em lados opostos da base). A emulsão (b) é composta de cristas de haleto de prata (geralmente brometo e iodeto) presentes em uma matriz de gelatina (colóide). O haleto de prata é sensível à luz visível e radiação ionizante. O filme possui uma base plástica (d), feita de acetato de celulose ou poliéster transparente que atua como um suporte para a emulsão, mas não influencia na imagem final. Possui também uma camada adesiva que fixa a emulsão na base (c) e uma camada protetora de gelatina transparente (a) para proteger a emulsão de acidentes mecânicos (HENDEE; RITENOUR, 2003, p. 218).

O filme em si fica armazenado em um *container* (estojo ou um envelope) opaco à luz para preservar a integridade da informação registrada: filme “virgem” antes de qualquer exposição ou a imagem latente após exposição à radiação. Como o filme é aplicado em diferentes situações práticas, muitas vezes o *container* dispõe de uma lâmina de chumbo no verso do filme, em oposição à face exposta diretamente à radiação. E para reforçar o bloqueio de luz visível, o conjunto filme-lâmina pode ser envolvido com um papel negro.

1.6.2 Formação da imagem latente

A teoria mais aceita sobre a formação da imagem latente foi elaborada por Gurney e Mott (1938) apud Webb (1940). Nesta teoria, a imagem latente é possível pela combinação de propriedades da emulsão, processos químicos no grão de haleto de prata que pode

Figura 7 - Estrutura básica de um filme radiográfico.



Legenda: Exemplo de estrutura de um filme de face simples: (a) camada protetora ($\sim 1 \mu m$); (b) emulsão (3 a $5 \mu m$); (c) camada adesiva ($\sim 1 \mu m$) e (d) base plástica ($\sim 200 \mu m$).

Fonte: A autora, 2016.

se apresentar nas formas de brometo, iodeto ou sulfeto de prata e processos físicos de interação da radiação com os grãos.

O brometo de prata ($AgBr$), em grande quantidade em um grão, forma a estrutura cristalina que dá forma ao grão. Eventualmente, no processo de fabricação dos grãos de $AgBr$, alguns átomos de bromo são substituídos por átomos de iodo provocando “defeitos” na rede e liberando íons de prata. Estes íons de prata adquirem mobilidade (condutividade eletrolítica) e assumem posições intersticiais dentro do grão.

Além do iodo, o grão de haleto de prata contém enxofre em sua superfície, a níveis traços, proveniente do colóide. O enxofre é responsável pela formação de sulfeto de prata (Ag_2S) na superfície do grão, fato este que provoca uma alteração no equilíbrio eletrostático da rede. A presença do Ag_2S cria uma armadilha para elétrons tornando sua vizinhança eletrostaticamente negativa e atraindo íons de prata. O íon de prata neutraliza-se pela captura do elétron e dá início ao sítio de sensibilização do grão com algumas moléculas de prata metálica.

Além da condutividade eletrolítica, o $AgBr$ também apresenta condutividade eletrônica. À temperatura ambiente, elétrons de mais baixa energia do $AgBr$ podem ganhar energia suficiente e migrar para a banda de condução, sendo deslocados mesmo na presença de campos elétricos fracos. A prata metálica possui uma banda de condução com níveis energéticos inferiores aos do brometo de prata. Desta forma, quando um elétron de condução do brometo de prata encontra a prata metálica, ele fica aprisionado nesta região

tornando-a polarizada negativamente, atraindo, assim, mais íons de prata e permitindo que o agregado de prata metálica cresça (figura 8(a)).

Quando os cristais de haleto de prata são irradiados, os fótons de raios x interagem primeiramente com os íons de brometo. Estas interações resultam na remoção de elétrons dos íons de brometo e produção de elétrons de alta velocidade além de fótons dissipados. Os elétrons que foram “arrancados” movem-se através do cristal, gerando mais átomos de brometo, elétrons removidos (secundários) e fótons dissipados, até chegarem a um sítio de imagem latente, conforme já foi citado. No sítio então eles são capturados, doando uma carga negativa ao mesmo (figura 8(b)).

Estando o sítio negativamente carregado, ele atrai íons de prata intersticiais livres (figura 8(c)) que irão se neutralizar e se precipitar como átomos de prata metálica (figura 8(d)). O conjunto destes átomos de prata metálica na região de sensibilidade do grão compreende a imagem latente (PISTÓIA et al., 2004).

1.6.3 Revelação da imagem latente

Para que a imagem possa ser visualizada é necessário a realização de procedimentos químicos denominados revelação e fixação.

Na revelação, os cristais de haleto de prata da emulsão, que foram sensibilizados, são convertidos em prata metálica negra para produzir as partes pretas/cinzas da imagem (WHAITES, 2011). A ação do revelador é doar elétrons a fim de neutralizar os íons de prata, atraindo mais íons de prata para o ponto de sensibilidade, e estes são neutralizados à prata metálica até todo o cristal tornar-se prata metálica negra.

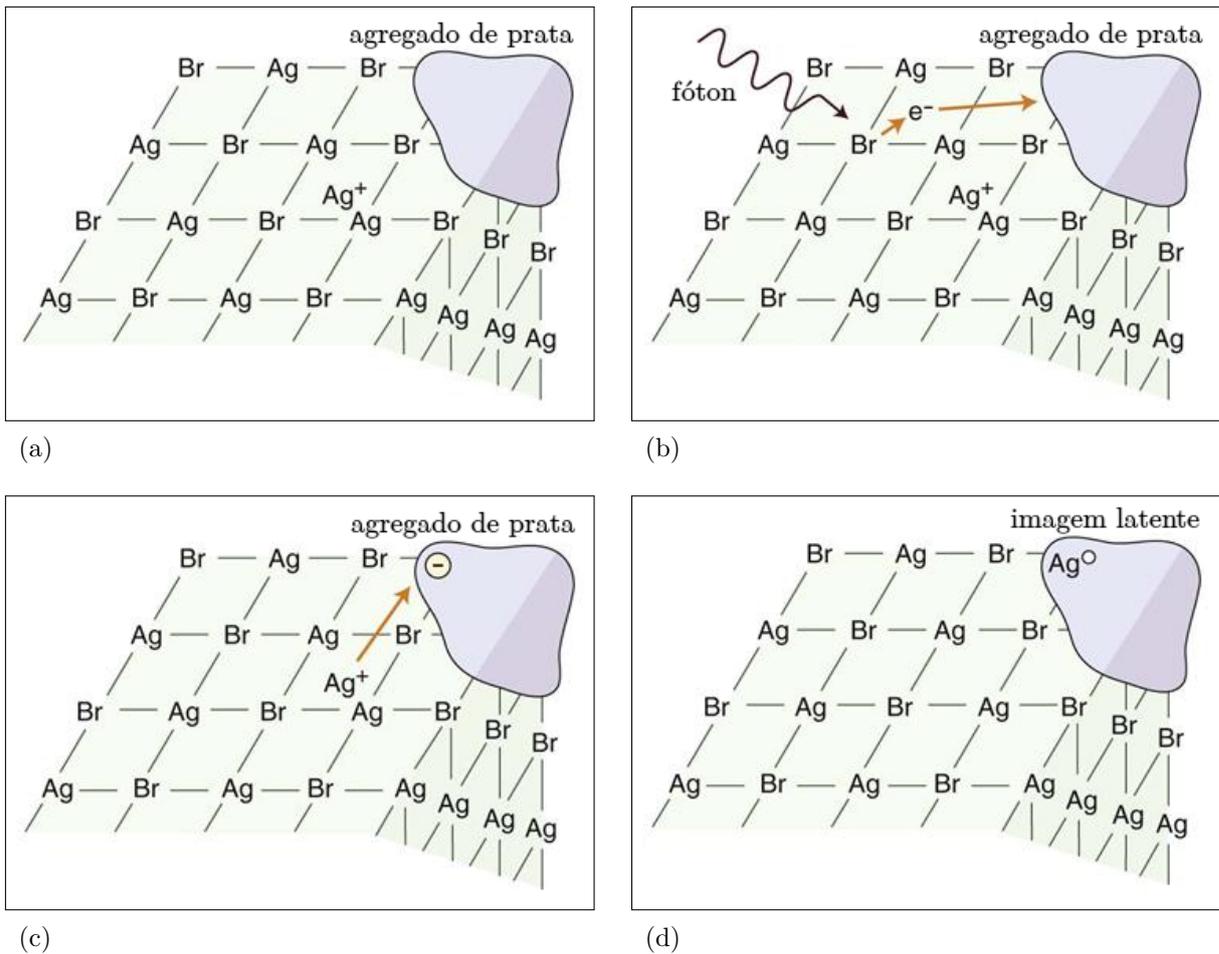
O processo de fixação consiste basicamente na remoção dos cristais de haleto de prata que não foram sensibilizados pelos raios X e no endurecimento da emulsão.

1.6.4 Quantificação da imagem revelada

1.6.4.1 Densidade óptica

Densidade óptica é o termo usado para descrever o grau de enegrecimento do filme. Para leitura da densidade óptica, o filme é iluminado com luz de intensidade I_0 que, ao atravessá-lo, é parcialmente atenuada pela prata contida no filme. Naturalmente, a luz transmitida terá uma intensidade inferior à incidente, $I < I_0$. A razão entre as intensidades de luz transmitida e incidente é chamado de transmitância. Maior transmitância significa maior transparência ou menor enegrecimento. Logo, se a densidade óptica mede o grau de enegrecimento, ela deve ser função do inverso da transmitância. Por isso, a

Figura 8 - Processo de sensibilização de um grão de prata.



Legenda: (a) O grão possui íons de prata livres intersticiais; (b) com a interação de um fóton com o átomo de bromo, libera-se, por efeito fotoelétrico, um elétron que migrará para o sítio de sensibilização; (c) o sítio, negativamente polarizado, atrai íons de prata livres e (d) os íons de prata são neutralizados e agregados ao sítio formando a imagem latente.

Fonte: POCKET DENTISTRY – FASTEST CLINICAL DENTISTRY INSIGHT ENGINE, 2015, fig. 5-13.

Quadro 2 - Relação dos componentes químicos do revelador.

Componentes do revelador	Ação dos componentes
Metol, hidroquinona, fenidona	Cede elétrons para o cristal neutralizando assim os íons de prata.
Carbonato de sódio	Amolece mais rápido a gelatina permitindo que a emulsão absorva melhor a solução reveladora.
Brometo de potássio	Previne a ação do revelador nos grãos não sensibilizados, evitando a formação do “fog”.
Sulfito de sódio	Mantém a vida útil da solução reveladora prevenindo sua oxidação e descoloração.

Fonte: PISTÓIA et al., 2004; SPRAWLS, 2014.

Quadro 3 - Relação dos componentes químicos do fixador.

Componentes do fixador	Ação dos componentes
Thiosulfato de sódio ou thiosulfato de amônia	Considerados agentes clareadores, são responsáveis por retirar da emulsão os grãos que não foram afetados pela radiação.
Ácido acético	Neutraliza resíduos do revelador que restaram no filme interrompendo sua ação. Geralmente está contido em soluções fixadoras quando o processamento químico é feito por máquinas processadoras.
Alúmen de potássio	Endurece a emulsão.
Sulfito de sódio	É um preservativo e tem ação antioxidante que evita a degradação do agente clareador.

Fonte: PISTÓIA et al., 2004; SPRAWLS, 2014.

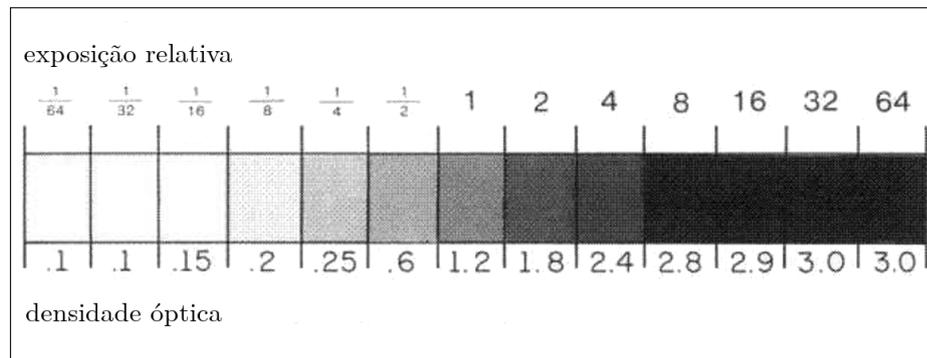
densidade óptica é calculada como o logaritmo do inverso da transmitância, conforme expresso na equação (49):

$$DO = \log \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (49)$$

onde I_0 é a intensidade luminosa incidente e I é a intensidade transmitida. A figura 9 mostra esta relação entre enegrecimento e densidade óptica.

Para regiões que recebem diferentes exposições de raios X, haverá diferenças entre as densidades ópticas dessas regiões. O grau de enegrecimento do filme está, portanto, diretamente ligado ao quanto de exposição o filme ficou submetido. Filmes que não são expostos à radiação deveriam, assim, possuir um valor nulo de densidade óptica, pois a intensidade de luz que atravessaria o filme seria igual a intensidade de luz inicial, não haveria atenuação da luz, ou seja, $I = I_0$, e, portanto, $DO = 0$. Porém, isso não

Figura 9 - Relação comparativa entre densidade óptica, exposição e enegrecimento.



Fonte: Adaptada de SPRAWLS, 2014.

acontece porque, ao se revelar um filme não exposto para fazer posteriormente a leitura da densidade óptica, o revelador reduz alguns grãos mesmo que não sensibilizados formando o que se chama de *fog*, isto é, um enegrecimento muito suave, tênue, um embaçamento.

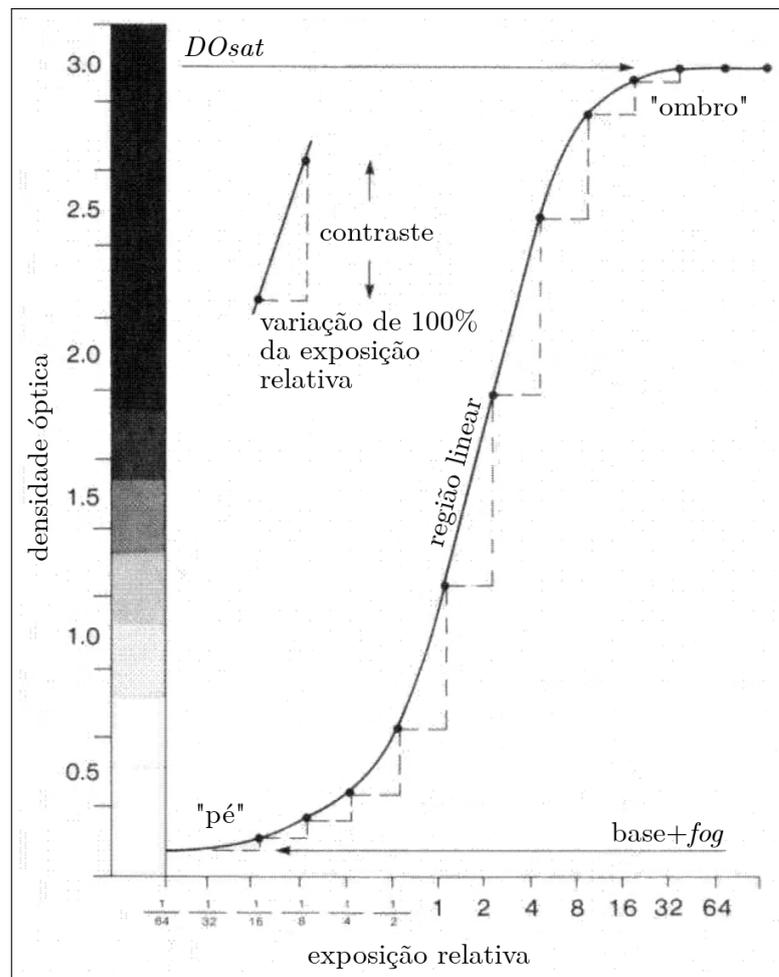
E para filmes expostos excessivamente (velados), a intensidade da luz que atravessa o filme é fortemente atenuado, $I < I_0$, e, portanto, a densidade óptica aumenta na medida em que a exposição do filme à radiação aumenta. No momento em que todos os grãos dos filmes são sensibilizados pela radiação, mesmo que haja aumento na exposição desses filmes, não haverá diferenças no valor final da densidade óptica. Isto leva à ideia de um filme com valor de densidade óptica saturado.

1.6.4.2 Curva característica

A curva característica apresenta a variação da densidade óptica para diversos valores de exposição como mostrado na figura 10 (WHAITES, 2011). Essa curva possui três regiões distintas, a saber: “ponta do pé” (*toe*), “ombro” (*shoulder*) e a “região linear” (região de proporcionalidade).

A ponta do pé corresponde a área relacionada a exposições e densidades relativamente baixas. Essa região possui valor de base mais *fog* entre 0,1 e 0,3. O ombro corresponde à área de altas exposições e também possui valores altos na densidade óptica; possui baixo contraste. Como o filme possui uma quantidade máxima de grãos em sua emulsão, à medida que a exposição se torna alta suficiente para sensibilizar todos os grãos, a curva fica saturada nessa região e começa a declinar (SPRAWLS, 2014). A região linear é onde se encontra diferenças significativas nos valores adjacentes de densidade óptica e regiões de alto contraste. Essa região corresponde ao intervalo de exposições relativas onde há diferenças úteis no contraste entre regiões adjacentes do filme.

Figura 10 - Modelo de uma curva característica.



Fonte: Adaptada de SPRAWLS, 2014.

O contraste é definido como a diferença de densidade óptica entre dois pontos de um filme que receberam diferentes exposições e a latitude é a medida da taxa de exposição que produz diferenças distintas na densidade óptica medida na parte linear da curva característica. Quanto mais ampla a latitude de um filme, maior a gama de densidade dos objetos que podem ser vistos (WHAITES, 2011).

Enquanto curva, o contraste varia conforme a exposição cresce. Logo, a porção linear corresponde à região de maior contraste. É nesta região que se encontra a informação visível da radiografia. Existem outros parâmetros da curva que buscam indicar a característica de contraste. O gradiente médio é a figura que mede uma variação de densidade óptica igual a 1,75 a partir do valor da base+fog mais 0,25 contra a variação do logaritmo das exposições correspondentes. A máxima variação de densidade óptica é chamada de gama do filme e corresponde à inclinação da curva no seu ponto de inflexão (SPRAWLS, 2014).

A precisão na obtenção da curva característica está ligada às características da emulsão (tamanho, formato dos grãos de haleto de prata, espessura da emulsão) e às condições de processamento do filme (temperatura das soluções reveladora e fixadora, tempo de imersão do filme nas soluções e condições dessas soluções) (SPRAWLS, 2014).

1.6.4.3 Descrição teórica da curva característica

A densidade óptica está relacionada à quantidade de grãos enegrecidos por unidade de volume (densidade de grãos revelados) considerando que, ao atravessar um filme revelado, cada fóton de luz que alcança um grão enegrecido é removido do feixe (principalmente, por absorção). A variação na intensidade luminosa transmitida por um filme com grãos revelados dispersos isotropicamente possui comportamento similar ao da atenuação dos raios X em um meio qualquer. Assumindo que, para uma dada exposição, a seção de choque por grão revelado para o espectro luminoso seja σ_b ($cm^2/grao$) e que a densidade de grãos revelados seja N ($graos/cm^3$), a atenuação do feixe luminoso pode ser calculado em função da espessura t (cm) da camada de emulsão revelada atravessada:

$$I = I_0 e^{-N\sigma_b t} \quad (50)$$

Aplicando a equação (50) em (49), torna-se direta a relação entre densidade óptica, número de grãos revelados e espessura da camada da emulsão atravessada para uma exposição específica. Tomando a espessura total x da emulsão revelada, isto é, $t = x$, fixa-se a relação entre densidade óptica e densidade de grãos revelados:

$$DO = \log(e)N\sigma_b x \quad (51)$$

A densidade óptica de saturação ocorre quando o máximo de grãos são sensibilizados e revelados. Assumindo N_0 como a densidade máxima de grãos revelados para a saturação da densidade óptica, deduz-se que esta pode ser expressa como

$$DO_{sat} = \log(e)N_0\sigma_b x \quad (52)$$

No processo de formação da imagem latente, quando o filme é exposto aos raios X, um único fóton de raios X é suficiente para sensibilizar um grão “virgem” e contribuir para a formação da imagem latente. Quando um quantum de luz é absorvido por um grão de brometo de prata, apenas um elétron é levado a banda de condução. Este elétron pode ser combinado com um íon neutralizando-o ou iniciar um sequência de eventos que resultará na formação da imagem latente. Esta sequência de eventos é a mesma que ocorre quando um grão de brometo de prata absorve um fóton de raios X, porém é necessário que vários quanta de luz sejam absorvidos para que haja a formação da imagem latente, já que a absorção de um único fóton de luz resultará em apenas um par elétron-íon. Desta forma, enquanto vários fóton de luz são necessários para a formação da imagem latente, um único fóton de raio X é suficiente para a formação da mesma imagem (DIXON; EKSTRAND, 1976).

Assumindo que um mínimo de m quantum *hits* são necessários para a formação da imagem latente, então seria suficiente $m = 1$ para a exposição direta ao raios X e pelo menos $m \geq 2$ para a exposição da luz. Porém, nem todo elétron que é elevado a banda de condução devido a absorção de um quantum de luz fará parte do processo de formação da imagem latente, podendo ser combinado com um íon e, portanto, a quantidade de *hits* para a formação da imagem latente para fótons de luz será muito alta (DIXON; EKSTRAND, 1976).

Caso monoenergético

A probabilidade de um grão não ser sensibilizado por um fóton de energia E , referenciada como $P_g(1)$, é a probabilidade deste fóton ser transmitido através do grão e é expressa pela equação (53)

$$P_g(1) = P_t(E) = e^{-\mu_g(E)\rho_g x_g} \quad (53)$$

onde x_g é a espessura do grão em cm , ρ_g é a massa específica do grão em g/cm^3 , E é a energia do fóton em keV e $\mu_g(E)$ é o coeficiente de atenuação de massa do grão para fótons de energia E e expresso em cm^2/g .

A probabilidade de um grão não ser sensibilizado por k fótons, $P_g(k)$, é o produto das k probabilidades de não haver interação com cada um deles:

$$\begin{aligned}
P_g(k) &= \underbrace{P_t(E) \cdots P_t(E)}_k \\
&= \underbrace{e^{-\mu_g(E)\rho_g x_g} \cdots e^{-\mu_g(E)\rho_g x_g}}_k \\
&= e^{-(\mu_g(E)\rho_g x_g)k}
\end{aligned} \tag{54}$$

Assumindo que todos os grãos tenham área A_g , em cm^2 , e que sobre esta área incidam k fótons de energia E , a fluência $\Phi(E)$ de fótons por unidade de área será

$$\Phi(E) = k/A_g = \Phi_g(E)/A_g \tag{55}$$

onde $\Phi_g(E) = k$ é a fluência de fótons de energia E por unidade de área de grão. Logo, usando a equação (55) em (54), a probabilidade de um grão não ser sensibilizado ao ser exposto a uma fluência $\Phi(E)$ será

$$\begin{aligned}
P_g(\Phi(E)) &= \exp(-(\mu_g(E)x_g\rho_g) A_g\Phi(E)) \\
&= \exp(-(A_g x_g \rho_g) \mu_g(E)\Phi(E)) \\
&= \exp(-m_g \mu_g(E)\Phi(E))
\end{aligned} \tag{56}$$

sendo $m_g = A_g x_g \rho_g$ a massa de um grão de brometo de prata em g . A fluência de fótons $\Phi(E)$, por sua vez, é igual ao produto do fluxo de fótons $\varphi(E)$ pelo tempo t de exposição do filme, conforme equação (28). Logo,

$$P_g(\varphi(E), t) = \exp(-m_g \mu_g(E)\varphi(E)t) \tag{57}$$

Se N_0 for o número de grãos não sensibilizados por unidade de volume do filme radiográfico inicialmente, então o número N de grãos sensibilizados por unidade de volume após o filme ser exposto a um fluxo $\varphi(E)$ de fótons de energia E durante um intervalo de tempo t pode ser estimado pela expressão

$$\begin{aligned}
N &= N_0 [1 - P_g(\varphi(E), t)] \\
&= N_0 [1 - \exp(-m_g \mu_g(E)\varphi(E)t)]
\end{aligned} \tag{58}$$

Quando o tempo t for igual ao valor $1/m_g \mu_g(E)\varphi(E)$, o expoente da exponencial na equação (58) será -1 e N será aproximadamente $0,632N_0$, ou seja, é o tempo necessário para sensibilizar em torno de 63,2% dos grãos disponíveis por unidade de área do filme. Este tempo será referenciado, daqui por diante, como tempo t_0 :

$$t_0 = \frac{1}{m_g \mu_g(E) \varphi(E)} \quad (59)$$

Aplicando a expressão (59) em (58), esta pode ser reescrita como:

$$N = N_0 \left[1 - \exp \left(-\frac{t}{t_0} \right) \right] \quad (60)$$

que é uma forma adequada para o tratamento de dados experimentais, pois na prática, mede-se o tempo de exposição.

Caso polienergético

Para o caso do filme exposto a um feixe de raios X policromático, a equação (58) precisa incorporar a influência do espectro de radiação aplicado aos grãos. Fótons com diferentes energias irão interagir com os grãos segundo diferentes probabilidades. Este fato torna-se evidente pela presença do coeficiente de atenuação do AgBr no expoente da exponencial. Além disso, as probabilidades de interação também dependem da distribuição de probabilidade $p(E)$ que caracteriza o espectro de radiação em si, conforme apresentado na seção 1.5.1.

O efeito combinado destas probabilidades se apresenta na forma de integral do produto do coeficiente de atenuação de massa $\mu_g(E)$ pela fluência de fótons $\Phi(E)$ por energia no grão inserido no expoente da equação (58):

$$N = N_0 \left[1 - \exp \left(-m_g \int \mu_g(E) \Phi(E) dE \right) \right] \quad (61)$$

A ponderação do coeficiente de atenuação de massa do grão de AgBr em função do espectro de radiação gera, como resultado, a expressão

$$\int \mu_g(E) \Phi(E) dE = \int \mu_g(E) p(E) \Phi dE = \left(\int \mu_g(E) p(E) dE \right) \Phi = \langle \mu_g \rangle \Phi \quad (62)$$

onde $\langle \mu_g \rangle$ é o coeficiente de atenuação de massa esperado em função do espectro $p(E)$. Assim, a equação (61) pode ser reescrita como

$$\begin{aligned} N &= N_0 [1 - \exp(-m_g \langle \mu_g \rangle \Phi)] \\ &= N_0 [1 - \exp(-m_g \langle \mu_g \rangle \varphi t)] \end{aligned} \quad (63)$$

onde Φ e φ são, respectivamente, a fluência e o fluxo totais de fótons sobre o filme. A equação (59) também é modificada e a passa a expressar a ação do fluxo total e do

coeficiente de atenuação médio:

$$t_0 = \frac{1}{m_g \langle \mu_g \rangle \varphi} \quad (64)$$

Novamente, inserindo a expressão (64) em (63), conclui-se que a quantidade de grãos sensibilizados em função do espectro de radiação descrito por $p(E)$ e fluxo total φ é calculada pela mesma equação (60).

Exposição

Em termos da grandeza exposição, este mesmo filme está sujeito a uma exposição $\xi(E)$, se o feixe for monocromático, e ξ , se policromático, conforme as equações (41) e (46). Os tempos t_0 representam igualmente o tempo para sensibilizar 63,2% dos grãos disponíveis por unidade de área.

Aplicando t_0 nas equações (41) e (46), tem-se as exposições $\xi_0(E)$ e ξ_0 correspondentes:

$$\xi_0(E) = 1,828 \cdot 10^{-11} \mu_{ar}(E) \psi(E) t_0 \quad (65)$$

$$\xi_0 = 1,828 \cdot 10^{-11} \langle \mu_{ar} \rangle \psi t_0 \quad (66)$$

E as razões entre as exposições $\xi(E)/\xi_0(E)$ e ξ/ξ_0 podem ser aplicadas diretamente na expressão (60):

$$N = N_0 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{t_0}\right) \right] = N_0 \left[1 - \exp\left(-\frac{\xi(E)}{\xi_0(E)}\right) \right] \quad (\text{feixe monocromático}) \quad (67)$$

$$= N_0 \left[1 - \exp\left(-\frac{\xi}{\xi_0}\right) \right] \quad (\text{feixe policromático}) \quad (68)$$

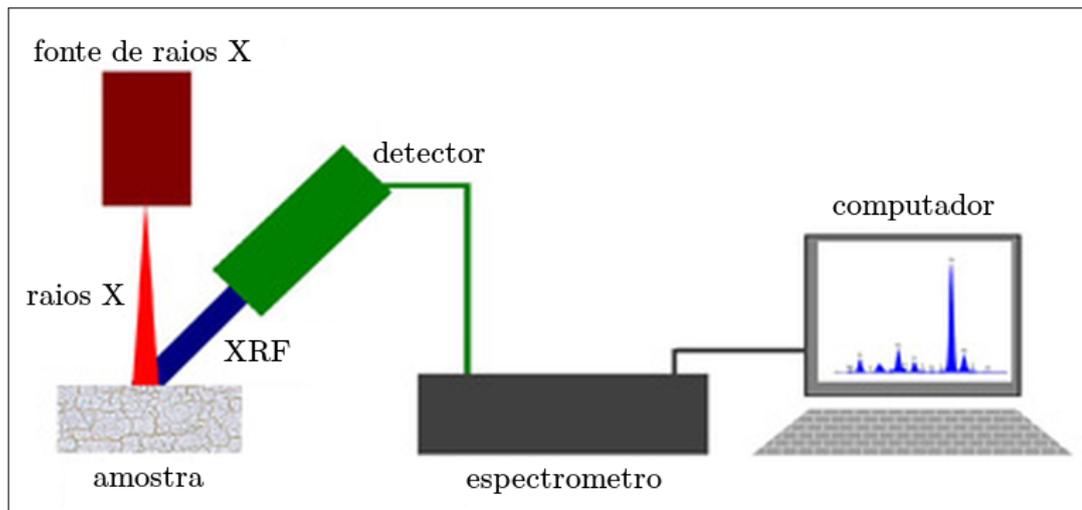
Estas são as formas tradicionais de expressão das curvas características (DIXON; EKSTRAND, 1976).

1.7 Espectrometria por ED-XRF

A XRF é utilizada como técnica de análise de materiais. Possui a particularidade de não causar danos mecânicos ou químicos ao meio analisado e permite o levantamento da composição química elementar de uma amostra (para elementos a partir do Na tradicionalmente), bem como a proporção de cada elemento constituinte na mesma (dependendo da forma como a análise tenha sido preparada).

A análise dos raios X característicos fornece informações úteis sobre o meio es-

Figura 11 - Composição básica de um sistema de ED-XRF.



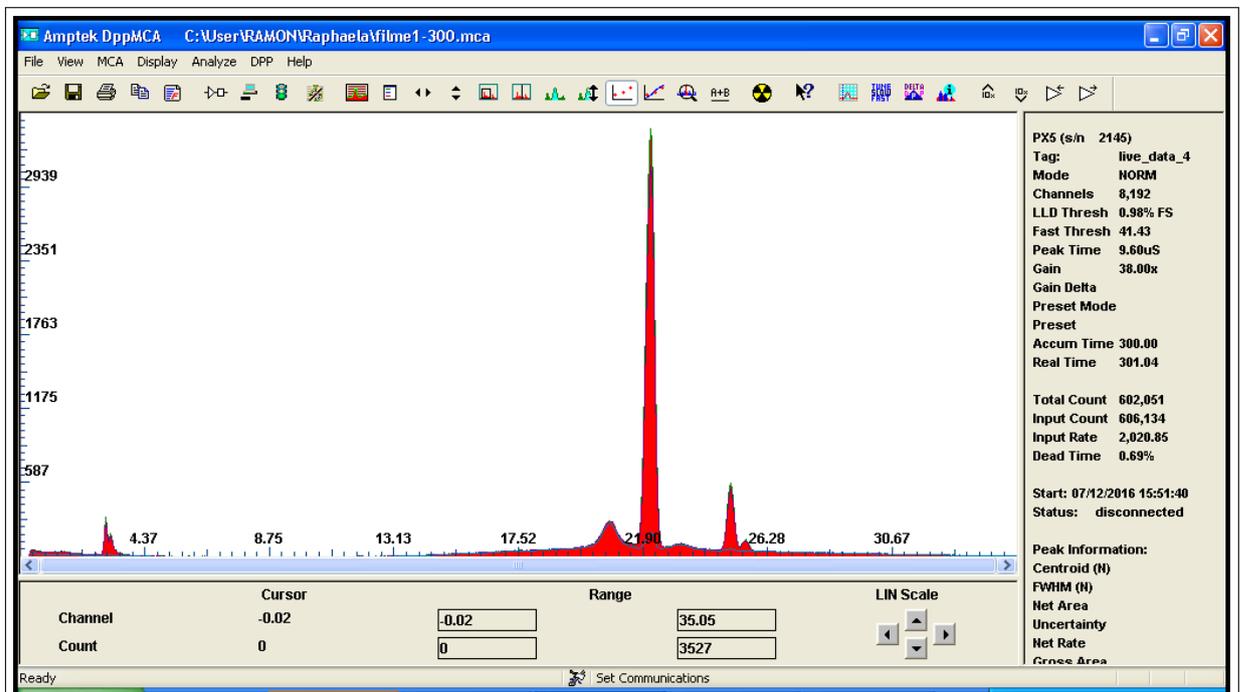
Fonte: <<http://www.horiba.com/uploads/pics/tutorial7.jpg>>.

tudado. Portanto, para a técnica de fluorescência de raios X ocorrer, a amostra deve, inicialmente, ser irradiada e portanto haverá a excitação dos átomos presente nela para, posteriormente, a dispersão desses raios X característicos e, por fim, a detecção dos mesmos.

A espectrometria por ED-XRF consiste em um método analítico de dispersão de energia onde os raios X são selecionados através dos pulsos eletrônicos produzidos em um detector apropriado, sendo estes pulsos diretamente proporcionais às energias dos raios X. Os detectores mais utilizados são os cintiladores sólidos de NaI(Tl) e os semicondutores de Si(Li), Ge(Li) e Ge hiperpuro. Na ED-XRF se utiliza um analisador de pulsos multicanal acoplado a um registrador gráfico. Nesse caso, a área sob o pico também é proporcional à intensidade do raio X emitido por um elemento e conseqüentemente proporcional à sua concentração na amostra (NASCIMENTO FILHO, 1999).

O espectro de energia fornece a distribuição de energia dos fótons produzido pelo tubo de raios X como pode ser visto na figura 8.

Figura 12 - Exemplo de espectro de energia em ED-XRF.



Fonte: A autora, 2016.

2 METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados os materiais necessários para realização das medidas, assim como os métodos/procedimentos requeridos.

2.1 Materiais

2.1.1 Filme radiográfico

Para a realização desta dissertação, onze filmes do fabricantes Carestream Dental e onze filmes do fabricante Contrast, ambos de classe E, foram utilizados. Não há nenhuma informação em relação aos tamanhos, densidades, formatos dos grãos de prata e espessura da emulsão, pois os fabricantes não fornecem.

2.1.2 Tubo de raios X

As exposições dos filmes foram realizadas em um tubo de raios X da Amptek, o mini-X cujas especificações são apresentadas no quadro 4. Ele vem com um cabo USB que permite uma conexão com um computador, e, assim, o manuseador pode controlar os valores de voltagem e corrente de operação que deseja que o tubo opere. Os valores máximos de corrente e voltagem que esse aparelho pode ser operado são de $200 \mu A$ e $50 kV$ respectivamente. O ânodo é de prata com uma espessura de $0,75 \mu m$. A janela de saída do feixe útil é de berílio com espessura de $127 \mu m$.

Quadro 4 - Especificações técnicas do tubo de raios X Mini-X.

Material do anodo	Ag
Espessura do anodo	$0,75 \mu m (\pm 0,1 \mu m)$
Voltagem do tubo	10 a $50 kV$
Corrente do tubo	$5 \mu A$ mín./ $200 \mu A$ máx.
Material da janela de saída	Be
Espessura da janela	$127 \mu m$
Tamanho do ponto focal	$2 mm$
Ângulo do cone de saída	120°

Fonte: <<http://amptek.com/products/mini-x-ray-tube/#4>>.

Quadro 5 - Especificações técnicas do detector XR-100CR.

Tipo do detector	Si-PIN
Espessura do Si	300 μm e 500 μm
Colimador	multicamada
Resolução em energia para ^{55}Fe , 5,9 keV	145 eV a 230 eV FWHM dependendo do tipo do detector e tempo usado para aquisição
Espessura da janela	127 μm
Tamanho do detector	6 a 25 mm^2

Fonte: <<http://amptek.com/products/xr-100cr-si-pin-x-ray-detector/>>.

2.1.3 Química do revelador e fixador

O revelador e fixador que foram utilizados neste trabalho são da marca Carestream Dental de 475 ml. O revelador é composto por Sulfito de sódio, Dietileno glycol e Hidroquinona. O conteúdo do fixador é sulfito de sódio.

2.1.4 Densitômetro

As leituras da densidade óptica (DO) foram realizadas em um densitômetro da marca X-rite com uma limitação de 5.0 nas leituras. A leitura se dá através de uma célula fotoelétrica que converte a luz transmitida através do filme em sinal elétrico e a razão $DO = \log(I_0/I)$ é fornecida no display do densitômetro (SPRAWLS, 2014).

2.1.5 Detector de raios X e sistema de espectrometria

O detector utilizado neste trabalho foi o XR-100CR da Amptek. Ele foi utilizado para a contagem do pico de fluorescência K_α da prata nos filmes já revelados. Um analisador multicanal (PX5 da Amptek) converte a radiação detectada pelo detector XR-100CR em pulsos que tem como saída um espectro em energia dessa radiação detectada em um software da Amptek instalado em computador.

As leituras da contagem do pico de prata foi realizada pelo conjunto de tubo, detector e processador de pulso digital pertencentes ao fabricante Amptek, cujas especificações são mencionadas nos quadros 4 e 5.

2.2 Métodos

2.2.1 Exposição dos filmes

Cada filme é posicionado à uma distância de 29 *cm*, perpendicular à fonte, de forma que o centro de seu anverso esteja alinhado com o centro de saída do feixe. Para isso, um arranjo fixo deve ser utilizado de forma que o filme seja sempre posicionado alinhado ao feixe. Os filmes foram identificados mediante a inscrição em seu anverso com informações do tempo de exposição em que ficou submetido aos raios X e uma inscrição com letra C ou C.D. indicando que o filme pertencia à marca Contrast (C) ou Carestream Dental (C.D.) também foi acrescentada à identificação desses filmes.

Os tempos de exposição dos filmes aos raios X foram: 10, 30, 60, 120, 180, 240 e 300 *s*. Para esses tempos o sistema portátil mini X teve como configuração os valores de 40 *kV* e 5 μA . Uma outra configuração de 40 *kV* e 100 μA no sistema portátil foi feita para que dois filmes de cada fabricante fossem expostos para os tempos que seriam considerados 1200 e 2400 *s* na configuração anterior, porém como a corrente foi aumentada em 20 vezes, os tempos foram divididos em 20 vezes e, portanto, nessa configuração os tempos de exposição do filme foram de 60 e 120 *s*. E para cada fabricante, um filme sem ser exposto foi revelado para a leitura da densidade e fluorescência do *fog* e um outro filme foi retirado da embalagem e posto ao ar livre para que fosse completamente velado e revelado para a obtenção das leituras de densidade óptica e fluorescência de saturação, totalizando um total de onze filmes para cada fabricante.

2.2.2 Revelação

Os filmes são, em seguida, levados à uma câmara escura onde são realizados os processamentos químicos de revelação e fixação. Os tempos de imersão do filme nas soluções reveladora e fixadora são mostrados no quadro 6.

Os procedimentos que são realizados para o processamento dos filmes são:

- a) É feito o manuseio do filme dentro da câmara para retirá-lo do invólucro. E com o uso de uma espécie de pinça, o filme é preso para em seguida ser posto dentro da solução reveladora. Concomitantemente ao posicionamento do filme na solução reveladora, o cronômetro deve ser acionado. O tempo em que o filme deve permanecer dentro da solução reveladora está relacionado com a temperatura da mesma, e está indicada na quadro 6. A visualização da temperatura se dá pela tampa que cobre a câmara. Deve haver cuidado para que a tampa não seja aberta, pois isso permite a entrada de luz que influencia no processamento do

Quadro 6 - Valores de tempo de processamentos.

Etapa/Proc.	Temp. da solução	Tempo sugerido
Revelação	16°C	4 a 5 <i>min</i>
	20°C	2 a 3 <i>min</i>
	25°C	1 a 2 <i>min</i>
	30°C	0,5 a 1 <i>min</i>
Enxágue (água limpa)	15°C a 30°C	0,5 <i>min</i>
Fixação	15°C a 30°C	3 a 8 <i>min</i>
Banho final (água limpa)	15°C a 30°C	10 <i>min</i>

Fonte: A autora, 2016.

filme.

- b) Assim que o tempo de revelação é concluído, imediatamente o filme deve ser retirado e posto imerso em um recipiente contendo água e permanecer por 0,5 *min* que fica ao lado da solução reveladora dentro da câmara.
- c) O próximo procedimento logo após a imersão do filme em água, é imergir o filme na solução fixadora que fica ao lado do recipiente contendo água dentro da câmara. Esse posicionamento do filme deve ser feito de forma concomitante ao acionamento do cronômetro, e, o tempo de imersão na solução fixadora observado na quadro 6 de acordo com a temperatura da solução.
- d) Assim que o tempo de fixação é concluído, imediatamente o filme deve ser retirado e posto imerso em um recipiente contendo água e permanecer por 10 *min* que fica ao lado da solução fixadora dentro da câmara.

2.2.3 Secagem do filme

Para a realização das leituras de fluorescência e densidade óptica, é necessário que o filme esteja seco. Para isso, ao findar o tempo equivalente a 10 *min* de imersão do filme em água, o filme deve ser exposto ao ar livre para secar. Neste trabalho, o filme foi posto em um aparato que permite que vários filmes sejam pendurados e um aparelho de ventilação foi usado para acelerar o processo de secagem.

2.2.4 Leitura da densidade óptica

A leitura da densidade óptica é feita utilizando o densitômetro. Cinco pontos de cada filme são selecionados aleatoriamente, postos alinhado ao densitômetro. Ao colocar os filmes no densitômetro, uma luz acende indicando que há uma leitura. O densitômetro oscila entre alguns valores durante a leitura e, quando uma média desses valores é alcançada, a luz apaga e a leitura final é indicada no *display* do aparelho.

2.2.5 Leitura da fluorescência

As leituras de fluorescência foram realizadas no sistema portátil da Amptek contendo um tubo de raios com ânodo de prata (Ag), um detector de Si-PIN e um analisador multicanal. Os valores foram ajustados para um tempo de aquisição de 300 s. A contagem relativa ao pico mais alto medido corresponde à área abaixo do pico do K_{α} de prata.

3 RESULTADOS

Após as exposições, os filmes foram imersos em solução reveladora por 2 *min* e em solução fixadora por 4, 5 *min* estando as soluções entre 24, 72 a 25, 92°C e 24, 52 a 26, 52°C de temperatura, respectivamente. Na sequência, os filmes foram secos e armazenados para posterior leitura via densitômetro e por XRF.

3.1 Resultados das leituras ópticas

Como citado anteriormente, para cada filme exposto e revelado, um conjunto de cinco pontos aleatórios foram selecionados para as leituras de densidade óptica. As tabelas 1 a 2 apresentam os valores das densidades ópticas obtidos de cada ponto (DO_i) para cada filme das marcas Carestream Dental e Contrast e para os diferentes tempos de exposição, além do valor médio de densidade óptica, o desvio padrão das leituras e o erro propagado em cada valor esperado por tempo de exposição³. O erro instrumental para o densitômetro é 0,01.

Estes resultados serão utilizados na confecção das curvas características do conjunto de filmes para cada marca conforme seção 3.3.

3.2 Resultados das leituras por XRF

A tabela 3 apresenta as intensidades somadas dos picos relativos às linhas $K_{\alpha 1}$ e $K_{\alpha 2}$ da prata⁴ (22, 162 *keV* e 21, 990 *keV*, respectivamente) para cada filme das marcas Carestream Dental e Contrast. Diferente da leitura óptica, realizou-se apenas uma leitura de intensidade por filme das duas marcas para cada exposição.

O grau de enegrecimento é proporcional à massa de prata metálica fixada sobre a base do filme. E esta depende do número de grãos sensibilizados por unidade de área durante a exposição do filme. Tomando por base que a área irradiada pelo feixe de raios X, durante a espectrometria, é constante, dado que a configuração do sistema é a mesma para todas as medidas, ou seja, tensão, corrente e colimação, a sequência de contagens de fluorescência deve refletir a evolução da massa de prata metálica fixada nesta área irradiada e deve ser proporcional à concentração de grãos de haleto de prata sensibilizados

³ Erro propagado da leitura por tempo de exposição: $\delta = (\sigma^2 + 0,01^2)^{1/2}$

⁴ O sistema de espectrometria XR100CR não resolve os picos por serem muito próximos, gerando uma contagem integrada.

Tabela 1 - Leituras das densidades ópticas relativas aos filmes da marca Carestream Dental.

Tempo de exposição (s)	$DO_{1-5} \pm 0,01$					\overline{DO}	σ	δ
	1	2	3	4	5			
1 [†]	0,21	0,21	0,21	0,21	0,21	0,21	0,00	0,01
10	0,47	0,47	0,47	0,47	0,47	0,47	0,00	0,01
30	0,81	0,81	0,82	0,83	0,83	0,82	0,01	0,01
60	1,22	1,22	1,22	1,22	1,22	1,22	0,00	0,01
120	2,21	2,21	2,19	2,00	2,20	2,16	0,09	0,09
180	3,10	3,06	3,06	3,03	3,08	3,07	0,03	0,03
240	3,69	3,66	3,69	3,74	3,66	3,69	0,03	0,03
300	4,34	4,30	4,32	4,30	4,33	4,32	0,02	0,02
1200	5,42	5,55	5,46	5,47	5,45	5,47	0,05	0,05
2400	5,61	5,46	5,54	5,39	5,57	5,51	0,09	0,09
5000 [§]	5,30	5,42	5,36	5,31	5,29	5,34	0,05	0,06

Legenda: [†]background; [§]exposto à luz; \overline{DO} : densidade óptica média; σ : desvio padrão das leituras; δ : erro total propagado.

Fonte: A autora, 2016.

Tabela 2 - Leituras das densidades ópticas relativas aos filmes da marca Contrast.

Tempo de exposição (s)	$DO_{1-5} \pm 0,01$					\overline{DO}	σ	δ
	1	2	3	4	5			
1 [†]	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,00	0,01
10	0,45	0,43	0,41	0,47	0,45	0,44	0,02	0,02
30	0,64	0,64	0,64	0,64	0,65	0,64	0,00	0,01
60	1,07	1,07	1,08	1,08	1,08	1,08	0,01	0,01
120	1,86	1,86	1,88	1,86	1,85	1,86	0,01	0,01
180	2,57	2,59	2,60	2,58	2,57	2,58	0,01	0,02
240	3,20	3,21	3,21	3,26	3,26	3,23	0,03	0,03
300	4,04	4,07	4,05	4,04	4,05	4,05	0,01	0,02
1200	5,60	5,60	5,62	5,64	5,60	5,61	0,02	0,02
2400	5,65	5,61	5,62	5,69	5,60	5,63	0,04	0,04
5000 [§]	5,66	5,57	5,65	5,65	5,66	5,64	0,04	0,04

Legenda: [†]background; [§]exposto à luz; \overline{DO} : densidade óptica média; σ : desvio padrão das leituras; δ : erro total propagado.

Fonte: A autora, 2016.

Tabela 3 - Intensidades dos picos de fluorescência K_α da prata.

Tempo de exposição (s)	Carestream Dental	Contrast
1 [†]	250	350
10	241	398
30	682	544
60	987	914
120	1782	1440
180	2303	1930
240	2780	2380
300	3232	3102
1200	6308	5992
2400	7448	6925
5000 [§]	7549	7802

Legenda: [†]*background*; [§]exposto à luz;

Fonte: A autora, 2016.

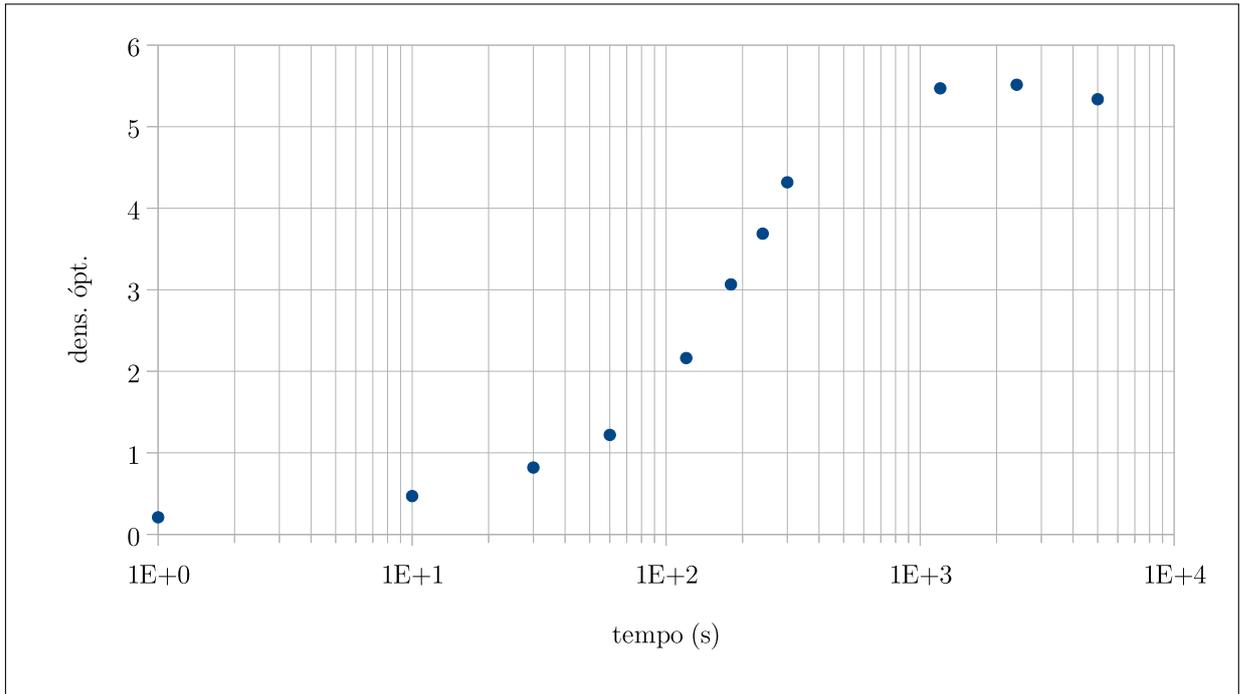
nesta mesma área.

Estes dados serão correlacionados com as densidades ópticas dos respectivos filmes permitindo a conversão das intensidades em DO 's, conforme será apresentado na seção a seguir.

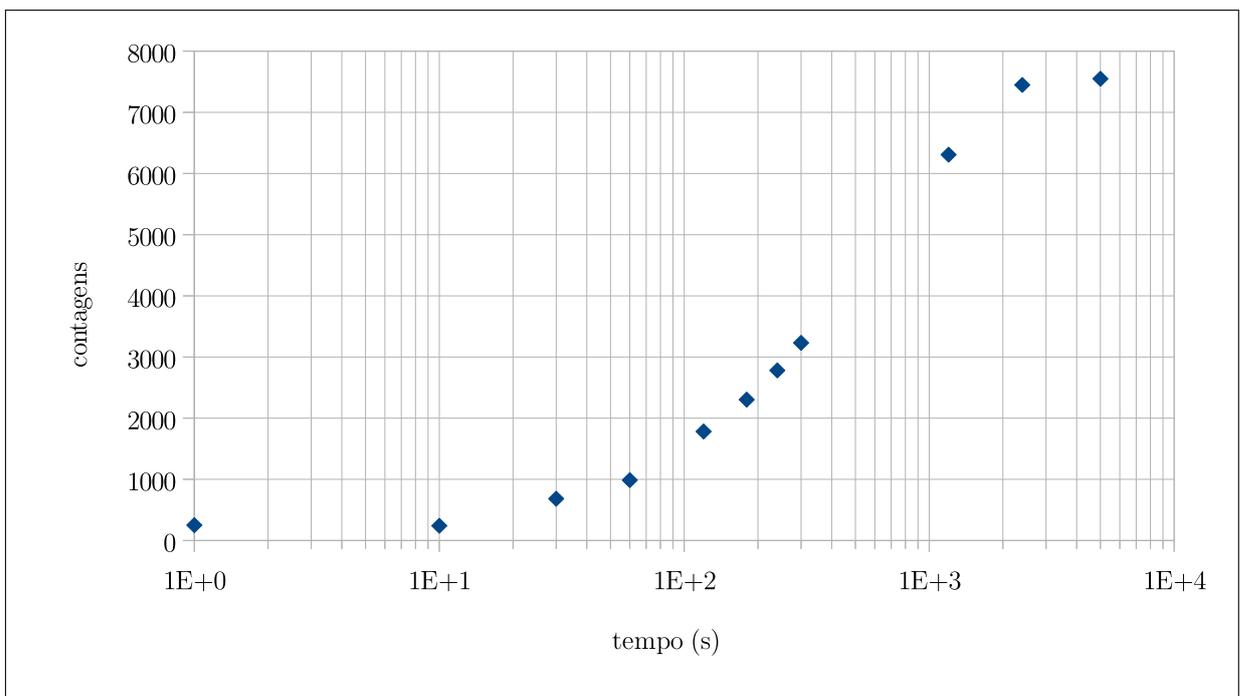
3.3 Curvas características dos filmes

Com os resultados da leitura de densidade óptica e as contagens da área do pico de fluorescência K_α da prata para cada filme, pode-se construir as curvas características para ambos os fabricantes. Com o auxílio das tabelas que relaciona o tempo em que cada filme ficou exposto ao raios X com o valor da densidade óptica e contagem do pico K_α da prata, constrói-se gráficos de dispersão, que, quando colocados em escala logarítmica, fornecem as curvas características, conforme visto nos gráficos 1 e 2 para a marca Carestream Dental e 3 e 4 para a marca Contrast.

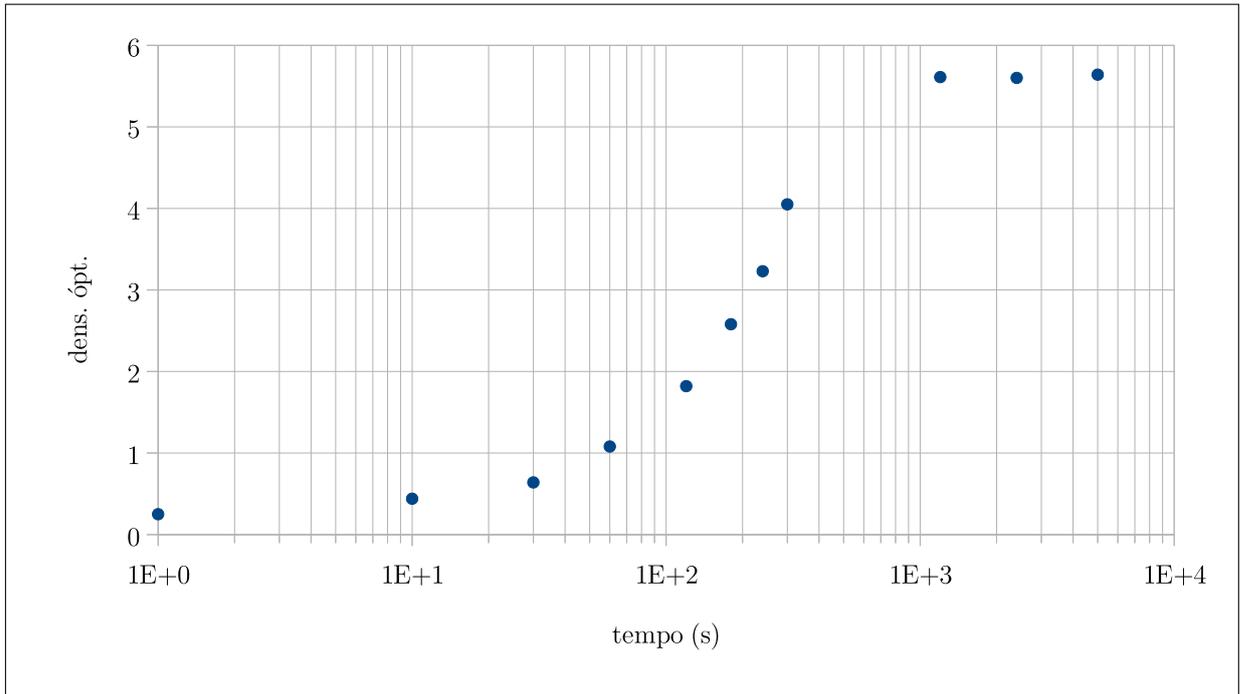
Com os valores das médias das leituras dos cinco pontos aleatórios para a densidade óptica e valores da fluorescência, constrói-se os gráficos de dispersão (gráficos 5 e 6) que relaciona essas medidas, e observa-se como essas medidas estão relacionadas entre si já que se trata de um mesmo filme e a densidade óptica bem como a contagem da fluorescência de raios X estão diretamente ligados com o tempo de exposição, espera-se que haja uma correlação entre ambas medidas.

Gráfico 1 - Curva de DO por tempo de exposição dos filmes da marca Carestream Dental.

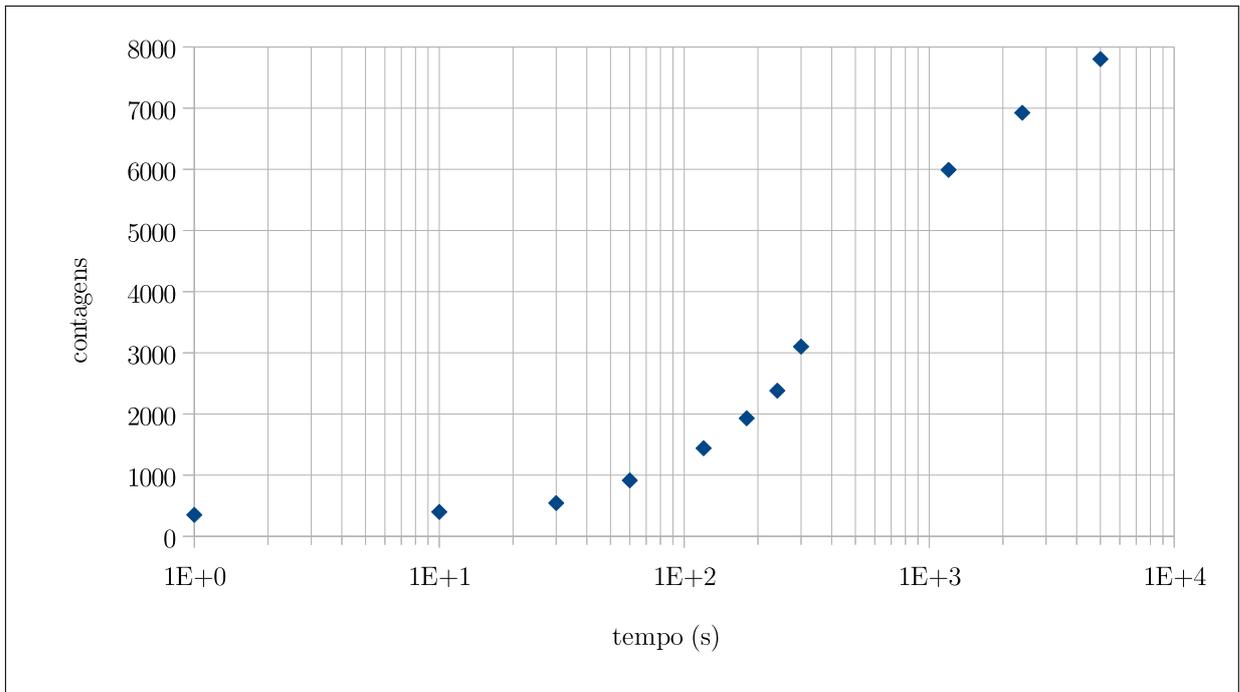
Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 2 - Curva de intensidades do k_{α} por tempo de exposição dos filmes da marca Carestream Dental.

Fonte: A autora, 2016.

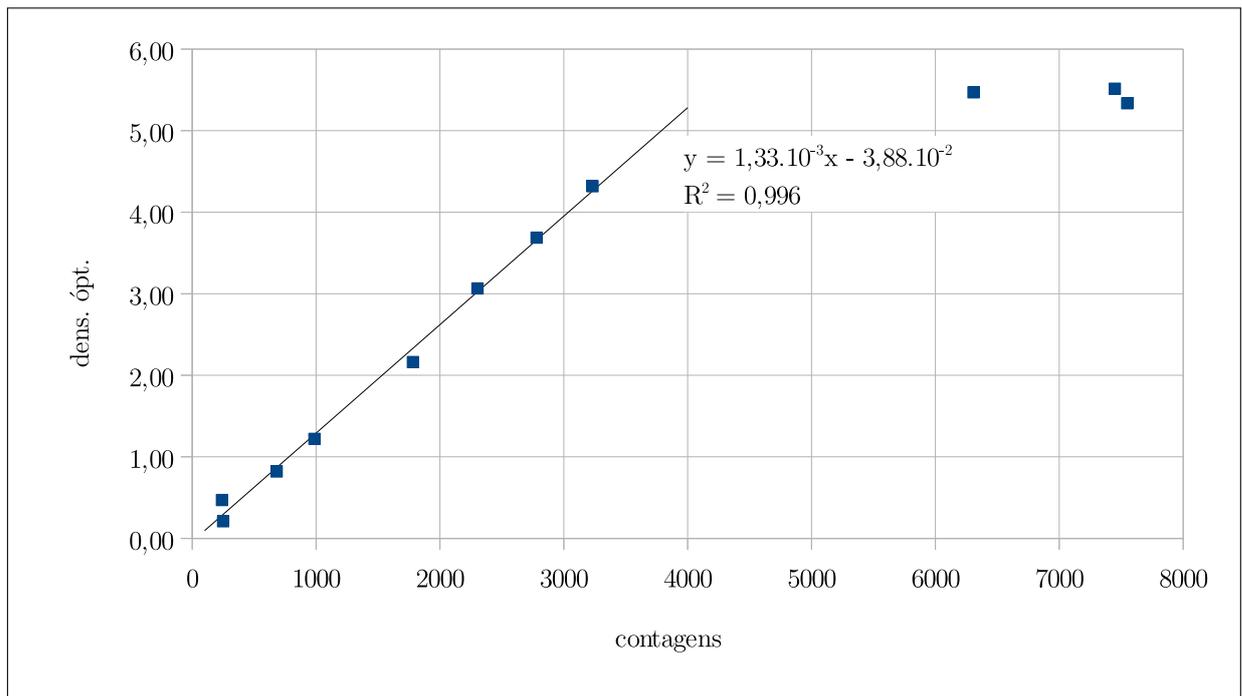
Gráfico 3 - Curva de DO por tempo de exposição dos filmes da marca Contrast.

Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 4 - Curva de intensidades do k_{α} por tempo de exposição dos filmes da marca Contrast.

Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 5 - Curvas de dados e de ajuste linear para os filmes da marca Carestream Dental.



Fonte: A autora, 2016.

Os gráficos de correlação revelam que as primeiras medidas de densidade óptica e contagem do pico K_{α} da prata estão fortemente correlacionadas (porção linear) e que para exposições dos filmes para tempos relativamente altos (dados fora da porção linear) esta correlação não é mais observada.

A partir do ajuste dos dados de densidade óptica contra as contagens de fluorescência, obtém-se as equações das retas para cada marca de filme:

- equação para Carestream Dental:

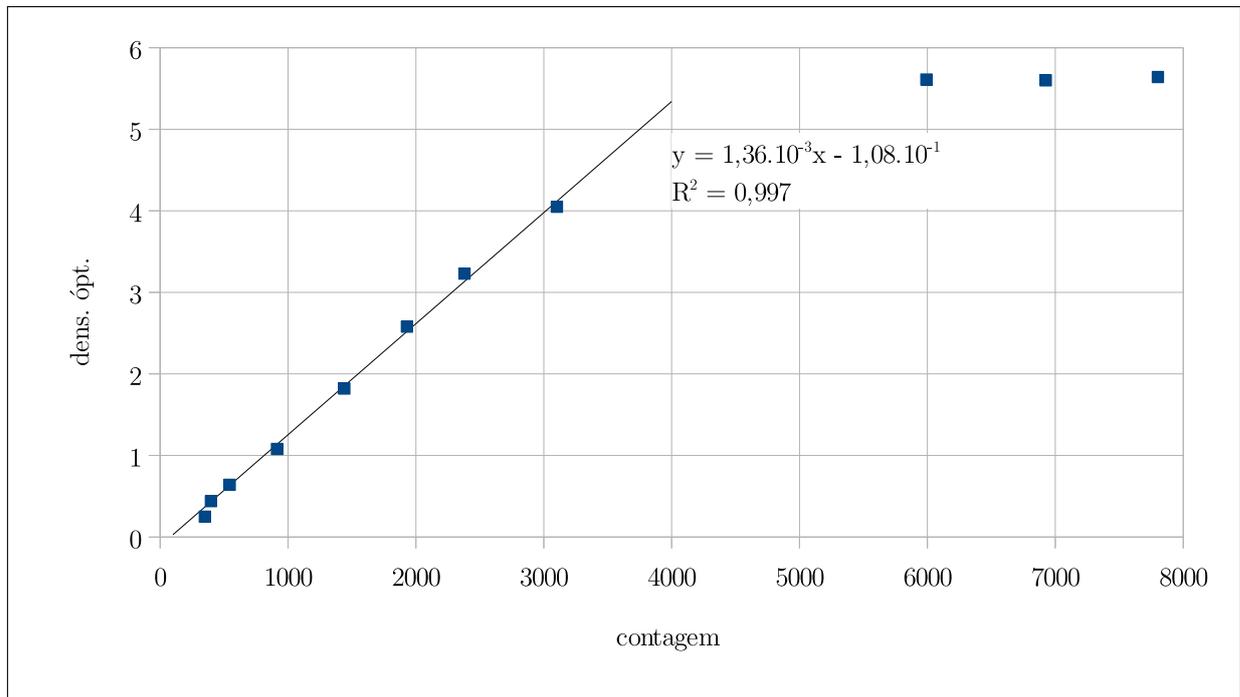
$$DO_{XRF} = 1,33 \times 10^{-3} XRF - 3,88 \times 10^{-2} \quad (69)$$

- equação para Contrast:

$$DO_{XRF} = 1,36 \times 10^{-3} XRF - 1,08 \times 10^{-1} \quad (70)$$

A partir das equações 69 e 70, constrói-se as tabelas de conversão de contagem em DO (tabela 4) e constrói-se curvas características para cada marca de filme (gráficos 7 e 8) utilizando esse dados.

Gráfico 6 - Curvas de dados e de ajuste linear para os filmes da marca Contrast.



Fonte: A autora, 2016.

Tabela 4 - Conversão de contagem em DO .

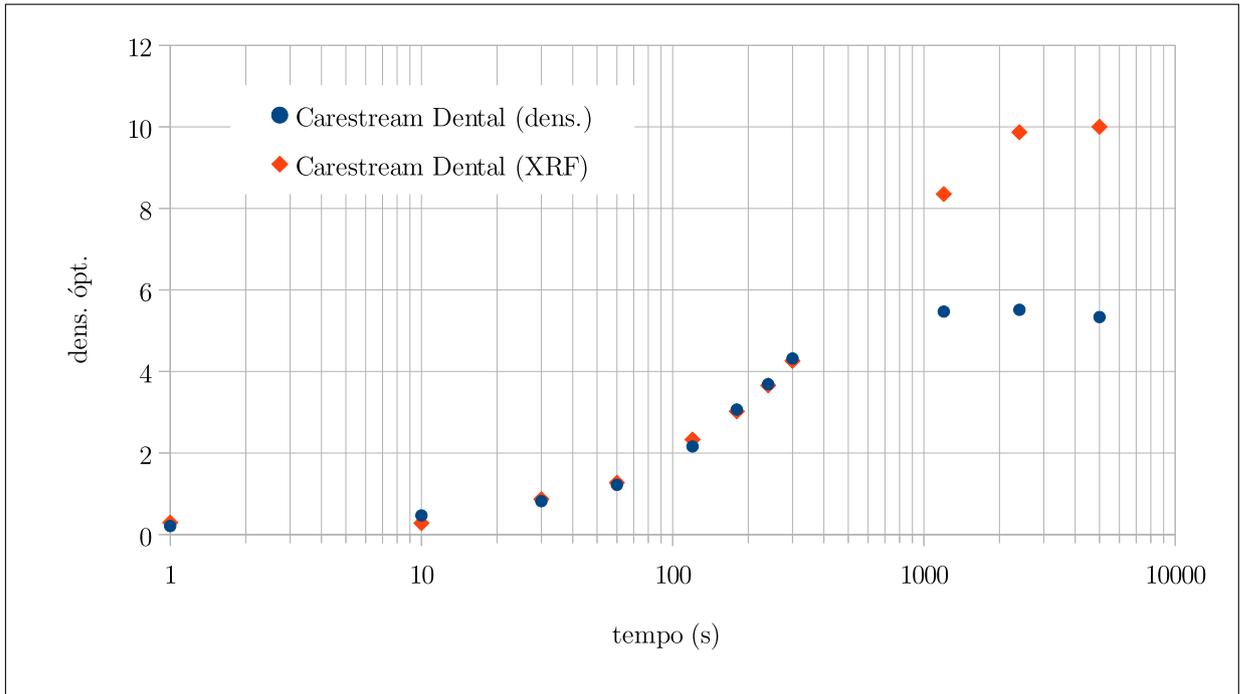
Tempo (s)	Contagem Car. Dent.	DO	Tempo (s)	Contagem Contrast	DO
1 [†]	250	0,29	1 [†]	350	0,37
10	241	0,28	10	398	0,43
30	682	0,87	30	544	0,63
60	987	1,27	60	914	1,14
120	1782	2,33	120	1440	1,85
180	2303	3,02	180	1930	2,52
240	2780	3,66	240	2380	3,13
300	3232	4,26	300	3102	4,12
1200	6308	8,35	1200	5992	8,05
2400	7448	9,87	2400	6925	9,32
5000 [§]	7549	10,00	5000 [§]	7802	10,52

Legenda: Valores ajustados de contagem de K_{α} para DO para os filmes da marca

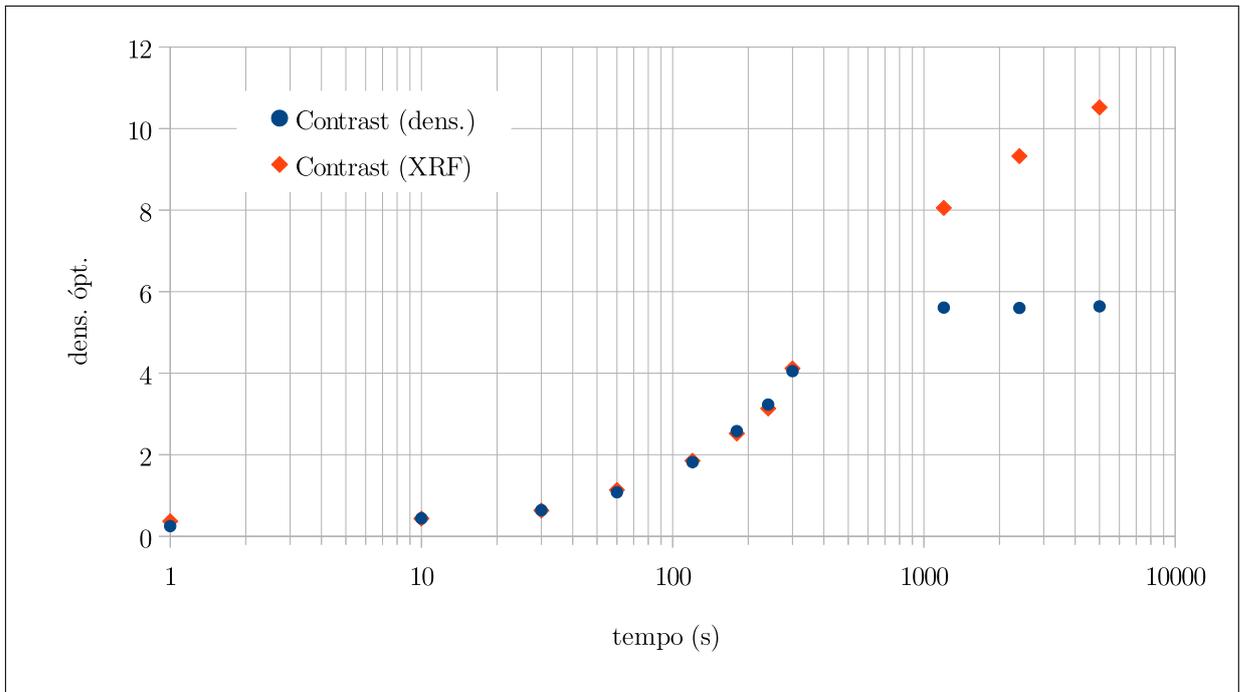
Carestream Dental (esquerda) e Contrast (direita). [†]background;

[§]exposto à luz;

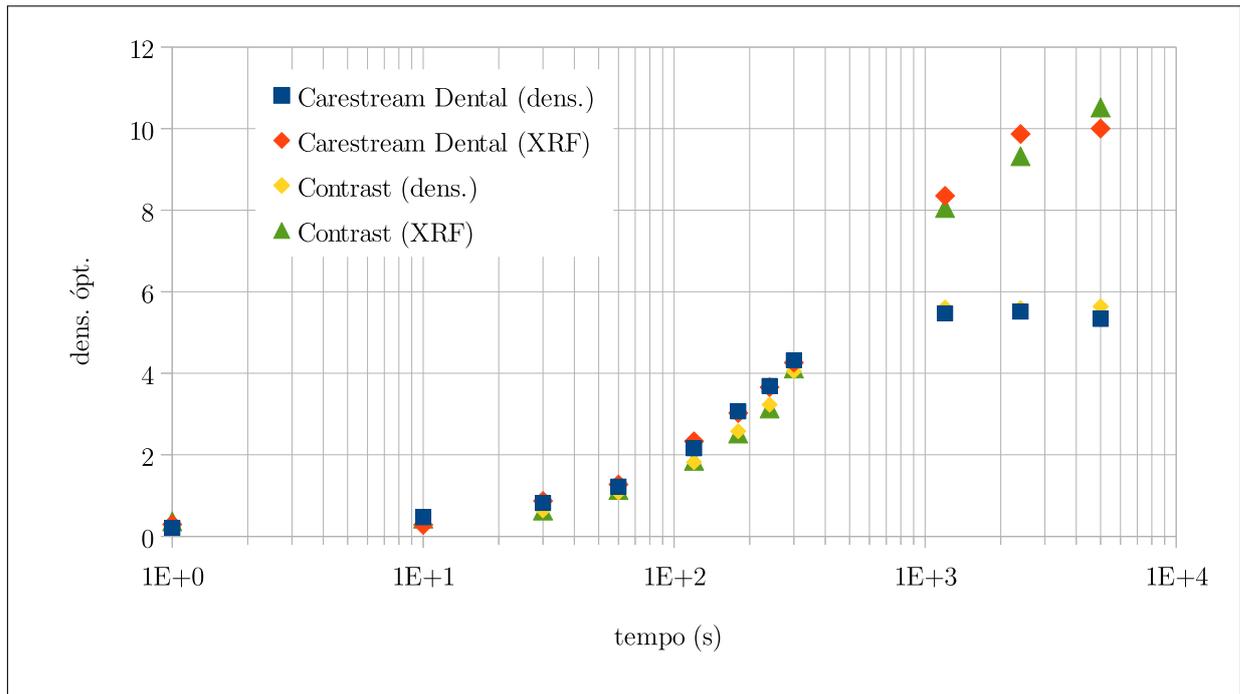
Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 7 - Curvas de DO para os filmes da marca Carestream Dental.

Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 8 - Curvas de DO para os filmes da marca Contrast.

Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 9 - Conjunto de curvas de DO .

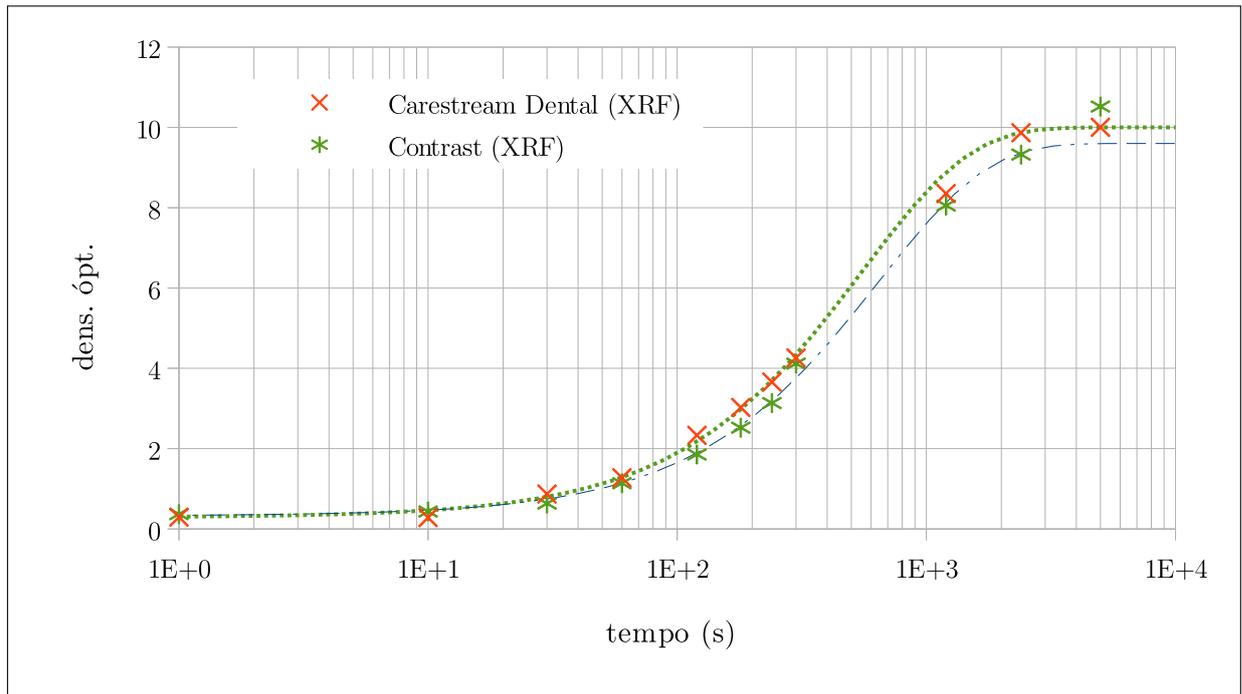
Fonte: A autora, 2016.

3.4 Ajuste das curvas teóricas

Pela leitura da tabela 4 e do gráfico 7, pode-se observar que o tempo t_0 para se sensibilizar 63,2% dos grãos nos filmes da marca Carestream Dental deve ser próximo dos 555 s. A densidade óptica de saturação (DO_{sat}) é aparentemente 10. A razão entre a densidade óptica média de base (\overline{DO} para $t = 1$ s) e DO_{sat} revela que aproximadamente 3% dos grãos já estão sensibilizados independente da exposição dos filmes à radiação, ou seja, o total de grãos N_0 disponíveis são 97% dos N_{tot} grãos originais dos filmes. A equação (67) pode ser adaptada para incorporar o efeito do *fog* inserindo-se um termo independente à expressão e limitando-se a amplitude do termo exponencial na proporção dos grãos ainda disponíveis. Além disso, pode-se aplicar diretamente a densidade óptica de saturação, uma vez que esta é proporcional ao número de grãos:

$$\begin{aligned}
 DO &= base \cdot DO_{sat} + (1 - base) \cdot DO_{sat} \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{t_0}\right) \right] \\
 &= 0,03 \cdot 10,0 + 0,97 \cdot 10,0 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{555}\right) \right] \\
 &= 0,3 + 9,7 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{555}\right) \right]
 \end{aligned} \tag{71}$$

Aplicando-se a mesma análise aos dados dos filmes da marca Contrast, observa-se que o tempo t_0 deve ser próximo a 650 s e a densidade óptica de saturação está em torno de

Gráfico 10 - Conjunto dos dados de DO e curva teórica.

Fonte: A autora, 2016.

9,6 (descartando-se o último valor de densidade óptica). O valor da densidade óptica de base está em torno de 3%. A equação que ajusta os valores teóricos em relação aos dados experimentais dos filmes da marca Contrast é

$$\begin{aligned}
 DO &= 0,03 \cdot 9,6 + 0,97 \cdot 9,6 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{650}\right) \right] \\
 &= 0,29 + 9,31 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{650}\right) \right]
 \end{aligned} \tag{72}$$

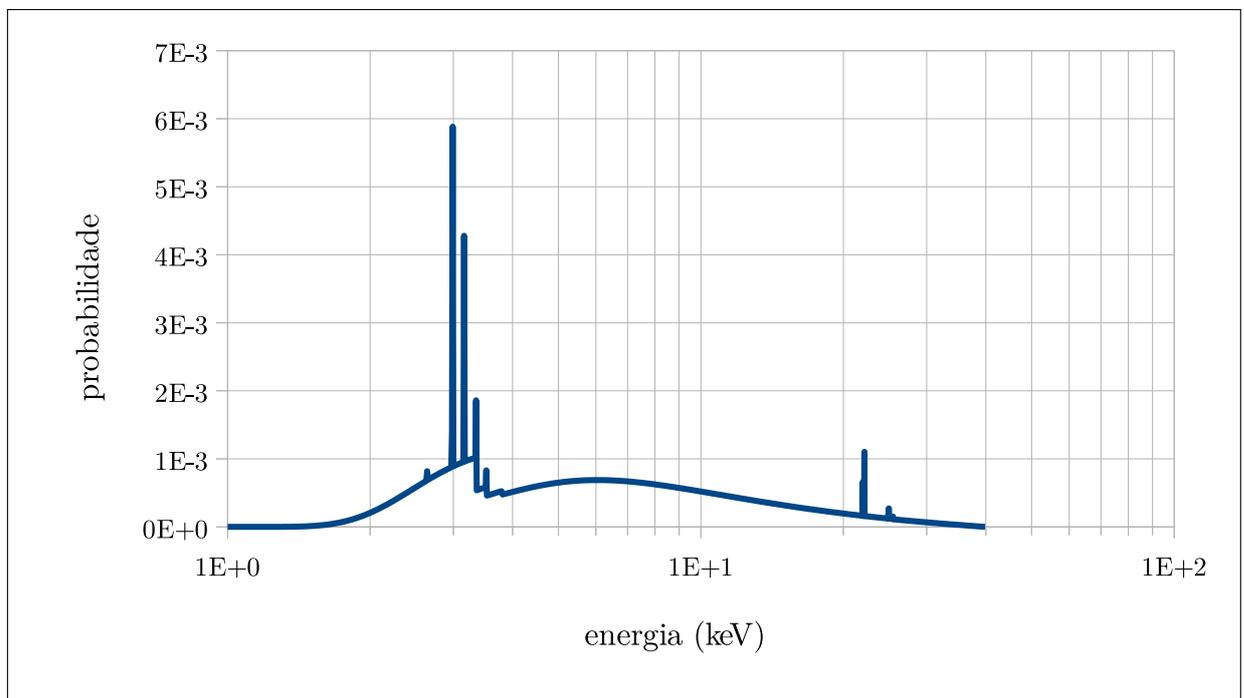
O gráfico 10 mostra os dados de XRF convertidos para DO de ambas as marcas superpostos às curvas teóricas utilizando as equações (71) e (72).

3.5 Análise do fluxo de fótons e das massas dos grãos nos filmes

O tubo de raios X utilizado no trabalho possui um anodo de prata e está a 29 cm do filme. A partir desta informação, é possível simular o espectro de radiação emitido pelo tubo (gráfico 11) e o espectro que alcança o filme após a atenuação da espessura de ar (gráfico 12).

Conforme expresso pela equação (62), a integral do produto da curva de atenuação de massa do brometo de prata (gráfico 13) pela distribuição de probabilidade de energia

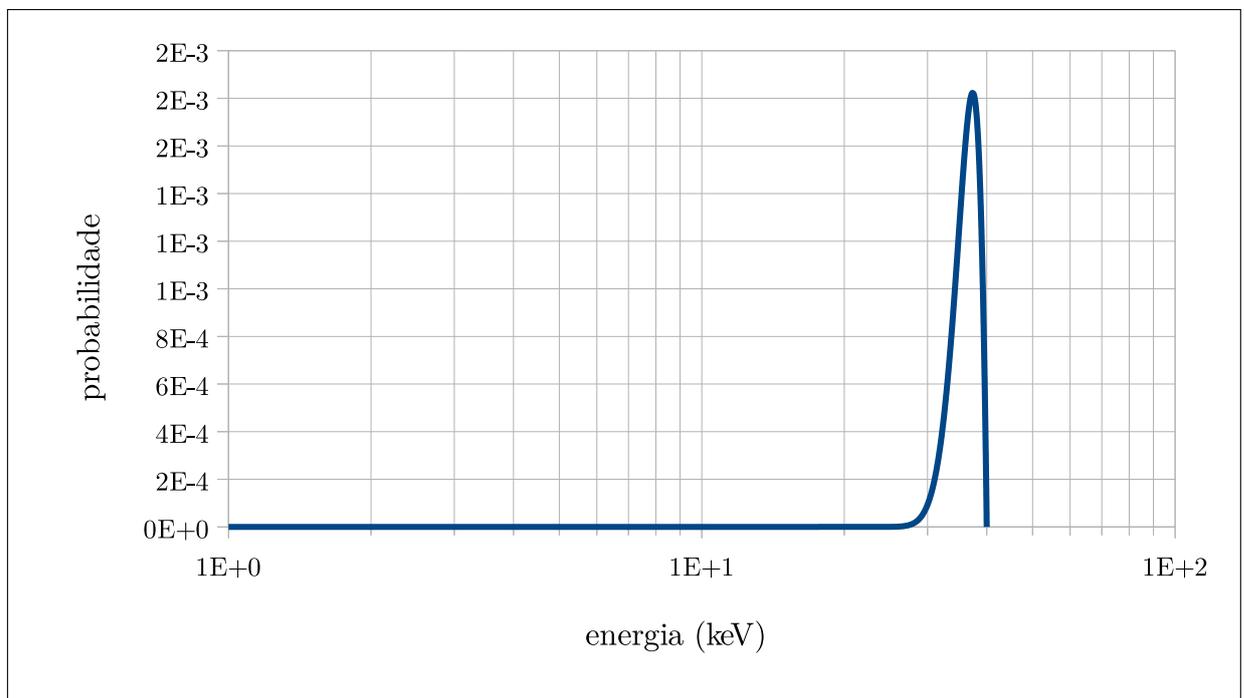
Gráfico 11 - Espectro de energia emitido pelo tubo.



Legenda: Espectro de energia simulado para um tubo de raios X no vácuo com anodo de prata e janela de berílio de $127 \mu m$.

Fonte: A autora, 2016.

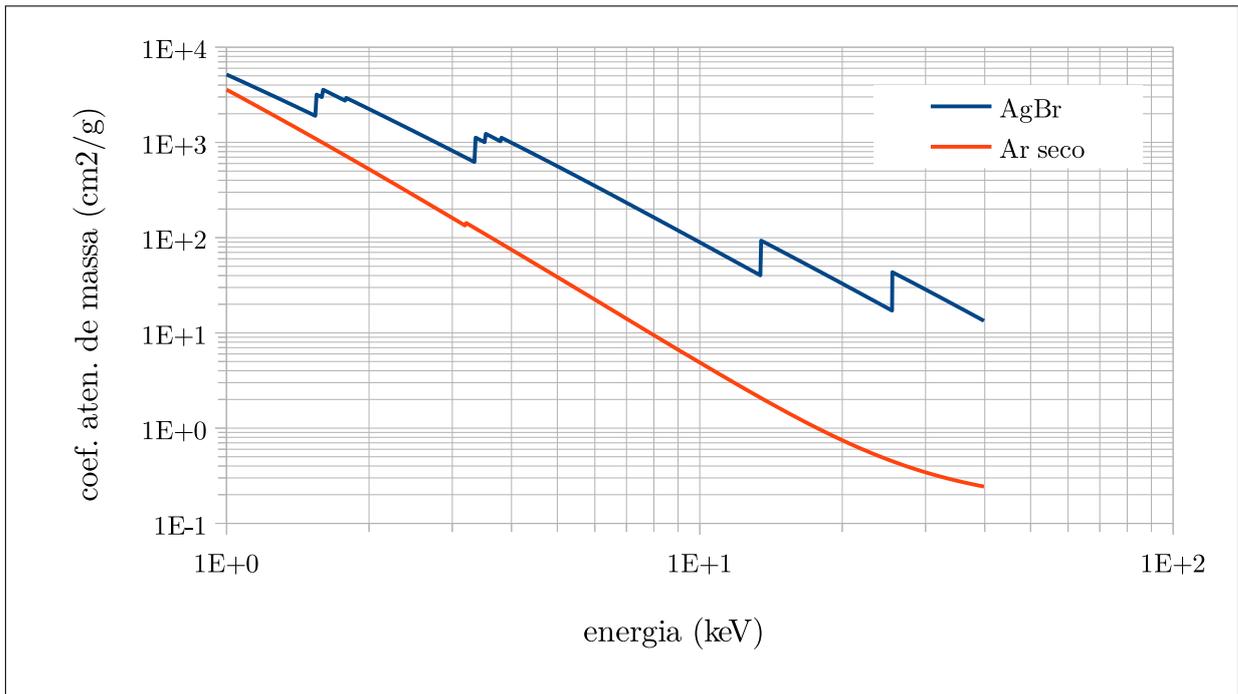
Gráfico 12 - Espectro de energia sobre o filme.



Legenda: Espectro de energia do tubo com anodo de prata filtrado por uma camada de ar de 29 cm.

Fonte: A autora, 2016.

Gráfico 13 - Seções de choque de massa do brometo de prata e do ar seco.



Fonte: A autora, 2016.

(gráfico 12) é o coeficiente de atenuação de massa médio $\langle \mu_g \rangle$. O valor integrado a partir do produto das curvas é $\langle \mu_g \rangle = 17,77 \text{ cm}^2/\text{g}$.

A massa m_g pode ser calculada como indicado na dedução da equação (56). Se for tomado um grão tabular com área A_g em torno de 10^{-8} cm^2 , espessura x_g de 10^{-5} cm e densidade $\rho_g = 6,47 \text{ g/cm}^3$, sua massa deve ser, aproximadamente, $6,47 \cdot 10^{-13} \text{ g}$.

Aplicando estes valores na equação (64) para o conjunto de filmes da marca Carestream Dental ($t_0 = 555 \text{ s}$) e isolando fluxo φ , pode-se estimar que o fluxo de fótons sobre os filmes deve ser aproximadamente $1,57 \cdot 10^8 \text{ fotons/cm}^2 \cdot \text{s}$. Se os dados dos filmes da marca Contrast forem adotados ($t_0 = 650 \text{ s}$), o fluxo de fótons seria aproximadamente $1,34 \cdot 10^8 \text{ fotons/cm}^2 \cdot \text{s}$.

Se for assumido que a massa de $6,47 \cdot 10^{-13} \text{ g}$ de grão refere-se aos grãos dos filmes da marca Carestream Dental e que o fluxo de fótons ($\varphi = 1,57 \cdot 10^8 \text{ fotons/cm}^2 \cdot \text{s}$) é o mesmo nas exposições dos filmes da marca Contrast, então, a partir da equação (64), estima-se que a massa dos grãos nos filmes Contrast deve ser $5,52 \cdot 10^{-13} \text{ g}$.

Se, por outro lado, a massa de $6,47 \cdot 10^{-13} \text{ g}$ for atribuída aos grãos dos filmes da marca Contrast sob um fluxo de fótons de $\varphi = 1,34 \cdot 10^8 \text{ fotons/cm}^2 \cdot \text{s}$, então estima-se que os grãos dos filmes da marca Carestream Dental teriam $7,58 \cdot 10^{-13} \text{ g}$.

Em qualquer um dos dois casos, a massa dos grãos dos filmes da marca Contrast são sempre menores que a dos filmes da Carestream Dental. Isto é possível admitindo-se uma redução na área dos grãos ou de suas espessuras.

3.6 Análise da densidade de grãos nos filmes

A equação (52) indica a relação direta entre o valor da densidade óptica de saturação (DO_{sat}) e a densidade de grãos disponíveis no filme para serem sensibilizados (N_0). Os valores estimados de DO_{sat} para os filmes das marcas Carestream Dental e Contrast são, respectivamente, 10 e 9,6.

Tomando as espessuras totais x das emulsões iguais para as duas marcas e seções de choque para o espectro luminoso também idênticas, a variação nas DO_{sat} 's seriam provocadas pela diferença das densidades volumétricas de grãos. A espessura típica de emulsão para filmes radiográficos odontológicos gira em torno de $5 \mu m$ e a seção de choque é próximo do dobro da área de um grão, ou seja, $2 \cdot 10^{-8} cm^2$ (DIXON; EKSTRAND, 1976; WEBB, 1988). Com estes valores, a estimativa da densidade de grãos N_0 para ambos os filmes será $2,3 \cdot 10^{12} \text{ graos}/cm^2$.

Apesar de a densidade óptica de saturação dos filmes da marca Contrast ser menor que a dos filmes da Carestream Dental, pela análise das massas dos grãos, é possível que a área dos grãos da Contrast seja menor. A redução da densidade óptica de saturação acompanha a redução da área do grão de forma a se compensarem. Assim, a densidade de grãos deve ser praticamente a mesma.

3.7 Análise dos contrastes, gradientes e velocidades

Para os cálculos dos gradientes médios, gamas e velocidades dos filmes das duas marcas, faz-se necessário o cálculo das exposições.

Usando o valor estimado para o fluxo de fótons, $\varphi = 1,57 \cdot 10^8 \text{ fotons}/cm^2 \cdot s$ no caso dos filmes da marca Carestream Dental e $\varphi = 1,34 \cdot 10^8 \text{ fotons}/cm^2 \cdot s$, o espectro de energia sobre o filme e a curva de seções de choque do ar seco (gráficos 12 e 13, respectivamente) na equação (46), estima-se que as taxas de exposição estejam entre $28,05 \text{ mR}/s$ e $23,94 \text{ mR}/s$.

O gradiente médio \bar{G} é calculado como a razão entre a variação fixa de 1,75 de densidade óptica, a partir do valor de $(base + fog + 0,25)$, e diferença em logaritmo das exposições correspondentes. A diferença em logaritmo é o \log da razão entre os argumento, ou seja, razão entre as exposições que, por sua vez, é a mesma razão entre os tempos associados às exposições.

A $DO_{base+fog}$ dos filmes são, respectivamente, 0,29 e 0,34. Os gradientes médios são calculados entre as densidades ópticas $0,29 + 0,25 = 0,54$ ($t \approx 14 \text{ s}$) e $0,29 + 2,00 = 2,29$ ($t \approx 130 \text{ s}$) para os filmes da Carestream Dental e $0,34 + 0,25 = 0,59$ ($t \approx 18 \text{ s}$) e $0,34 + 2,00 = 2,34$ ($t \approx 160 \text{ s}$) para os da Contrast.

- Para Carestream Dental:

$$\bar{G} = 1,75/\log(130/14) = 1,81$$

- Para Contrast:

$$\bar{G} = 1,75/\log(160/18) = 1,84$$

As velocidades, v , são calculadas em função das exposições necessárias para se atingir as densidades ópticas de $base + fog + 1$:

- Para Carestream Dental:

$$DO = 1,00 + 0,29 = 1,29 \Rightarrow \xi \approx 60(s) \cdot 0,02805(R/s) = 1,68 R$$

$$v \approx 1/1,68 = 0,59 R^{-1}$$

- Para Contrast:

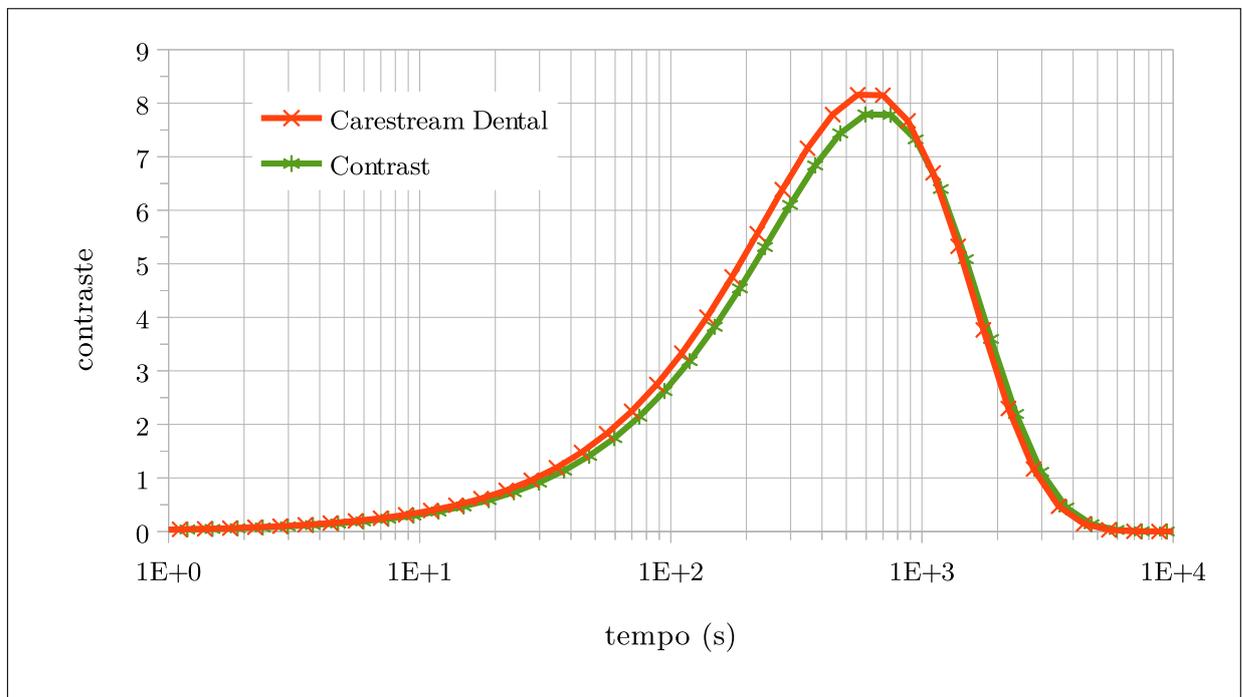
$$DO = 1,00 + 0,34 = 1,34 \Rightarrow \xi \approx 70(s) \cdot 0,02394(R/s) = 1,68 R$$

$$v \approx 1/1,68 = 0,59 R^{-1}$$

O contraste é a variação de densidade óptica pelo logaritmo do incremento de exposição: $C = (DO_f - DO_i)/\log(\xi_f/\xi_i) = (DO_f - DO_i)/\log(t_f/t_i)$. Aplicando esta expressão sobre a extensão da curva, obtém-se a curva de contraste (gráfico 14).

Os contrastes máximos estão localizados em torno dos tempos t_0 das curvas. O conceito de contraste está diretamente ligado à noção de gradiente. Os valores mais altos das curvas de contraste indicam as máximas inclinações. Os gradientes máximos são chamados de gama do filme. Desta forma, os gamas dos filmes Carestream Dental e Contrast devem ser, respectivamente, 8,15 e 7,79.

Gráfico 14 - Contraste dos filmes das marcas Carestream Dental e Contrast.



Fonte: A autora, 2016.

CONCLUSÃO

A forma de caracterizar um filme se dá através da construção de curvas características que relacionam medidas de exposição com medidas de densidades óptica. Essa curva é característica para cada filme, e, portanto, sua forma depende de parâmetros da construção do filme tais como tamanho e formato do grão, espessura da emulsão e quantidade de grãos por unidade de área. Sendo assim, espera-se diferentes comportamentos para filmes com construções distintas bem como comportamentos similares para filmes de construções semelhantes, e, esses comportamentos são dados por alguns parâmetros das curvas tais como velocidade, latitude e contraste. A densidade óptica está ligada com a quantidade de prata metálica formada no filme, sendo assim poder-se-ia obter curvas características a partir do conhecimento dessa quantidade. A técnica de fluorescência de raios X (XRF) torna-se, portanto, uma forma de caracterizar um filme pois é uma técnica que analisa de forma não-destrutiva as concentrações dos elementos químicos em uma amostra.

Os resultados das curvas características dos filmes das marcas Carestream Dental (gráficos 1 e 2) e Contrast (gráficos 3 e 4) utilizados neste trabalho mostram que a técnica de fluorescência de raios X pode ser usada como um meio de caracterizar o filme. Para que uma comparação entre as curvas características utilizando a XRF e leituras de densidade óptica pudesse ser realizada, um ajuste entre essas medidas foi realizado para obtenção de equações de conversão de medidas de XRF em medidas de densidade óptica. Esses ajustes são mostrados nos gráficos 5 e 6 para filmes das marcas Carestream Dental e Contrast respectivamente.

Os resultados obtidos pelo ajuste linear e comparação das curvas mostrou que o uso da técnica de fluorescência de raios X demonstrou ser um método mais adequado para levantamento de curvas características, pois a região de saturação da curva tem um alcance muito maior quando comparado com resultados das curvas obtidas via leitura óptica. O truncamento da curva característica usando dados de densidade óptica, ocorre devido à limitação luminosa intrínseca do equipamento de leitura óptico, o que não ocorre com a XRF já que o fator limitante na leitura do pico de fluorescência depende apenas da disponibilidade de prata no filme, e, portanto, enquanto houver prata, haverá leitura.

Através de conceitos já conhecidos de fluxo e fluência, foi realizada uma descrição teórica da curva característica que, juntamente com algumas informações já conhecidas da curva experimental tornou possível que parâmetros desconhecidos dos filmes fossem estimados. Com as equações teóricas (71) e (72), foram levantadas curvas características teóricas (gráfico 10) para os filmes das marcas Carestream Dental e Contrast que foram de encontro às curvas obtidas experimentalmente.

Os resultados obtidos para os parâmetros dos filmes mostraram que a massa do

grão dos filmes da marca Contrast é menor que a dos filmes da marca Carestream Dental, e isso faz sentido já que o tempo necessário para sensibilizar 63,2% dos grãos dos filmes da marca Contrast é maior que àquele encontrado para filmes da marca Carestream Dental, pois uma área menor indica uma maior dificuldade dos fótons em alcançar esse grão, e, conseqüentemente, é necessário um tempo maior de exposição dos filmes aos raios X.

O método aqui empregado para obtenção dos parâmetros dos filmes não são de um rígido teor, podendo ser utilizado como base um aperfeiçoamento de uma metodologia mais rigorosa em trabalhos futuros.

Aplicações que dependam da leitura da densidade óptica, como a dosimetria, estão sujeitas às limitações da leitura óptica. Já com a ideia apresentada nesse trabalho de equações de conversão de XRF em DO, estas limitações seriam minimizadas com o uso da técnica de fluorescência de raios X.

REFERÊNCIAS

- ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wisconsin: John Wiley & Sons, 1986.
- BALBANI, A. P. S.; KRAWCZYK, A. L. Efeitos da exposição aos campos eletromagnéticos do telefone celular. *RBM ORL*, A 4, n. 3, p. 87–96, 2009. Disponível em: <http://www.moreirajr.com.br/revistas.asp?fase=r003&id_materia=4158>. Acesso em: 16 Ago. 2016.
- CHITRA, P. et al. Evaluation of the signal to noise in different radiographic methods and in standard digitizer. *Indian Journal of Computer Science and Engineering*, v. 2, n. 5, p. 704–708, 2011.
- DIXON, R.; EKSTRAND, K. Heuristic model for understanding x ray film characteristics. *Med. Phys.*, v. 3, n. 5, p. 340–345, 1976.
- GIERSCH, J.; DURST, J. Monte carlo simulations in x-ray imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, v. 591, p. 300–305, 2008.
- GONÇALVES, E. A. S. *Limitação óptica e método alternativo para digitalização de radiografias através do mapeamento da concentração de prata por microfluorescência de raios X*. 2016. 103 f. Tese (Doutorado em Física) — Instituto de Física Armando Dias Tavares, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016.
- GURNEY, R. W.; MOTT, N. F. The theory of the photolysis of silver bromide and the photographic latent image. *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society, v. 164, n. 917, p. 151–167, 1938. Disponível em: <<http://rspa.royalsocietypublishing.org/content/164/917/151>>. Acesso em: 22 ago. 2016.
- HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. *Medical Imaging Physics*. 4. ed. New York: John Wiley & Sons, 2003. 536 p.
- HURTER, F.; DRIFFIELD, V. C. Photochemical investigations and a new method of determination of the sensitiveness of photographic plates. *J. Soc. Chem. Ind.*, v. 9, n. 5, p. 76–112, 1890.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Radiation Oncology Physics*. Vienna: IAEA, 2005. Disponível em: <<http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/7086/Radiation-Oncology-Physics>>. Acesso em: 10 set. 2016.
- JENSEN, T. et al. A model of x-ray film response. In: *Review of progress in quantitative nondestructive evaluation*. New York: Plenum Press, 1996. v. 15.
- KNOLL, G. F. *Radiation detection and measurement*. 3rd. ed. New York: John Wiley & Sons, 1999. 802 p.
- MOJIRI, M.; SANI, K. G. K.; BEIGI, A. M. Evaluation sensitometric properties of radiographic films at different processing solutions. *Journal of Paramedical Sciences*, v. 2, n. 3, p. 30–36, 2011.

MOSLEHI, A. et al. Optimization of the energy response of radiographic films by monte carlo method. *Radiation Measurements*, v. 45, p. 98–102, 2010.

MUSEU VIRTUAL DA LUZ. *Luz: O que são ondas?* 2013. Apresenta noções básicas sobre a natureza da luz. Disponível em: <<http://museudaluz.blogspot.com.br/2013/03/luz.html>>. Acesso em: 17 Ago. 2016.

NASCIMENTO FILHO, V. F. *Técnicas analíticas nucleares de fluorescência de raios X por dispersão de energia (ED-XRF) e por reflexão total (TXRF)*. Piracicaba: Centro de Energia Nuclear na Agricultura - USP, 1999. Nota de aula.

ODENDORF, W. H.; ASTRAHAN, M. A. Regional silver content of radiographic film determined by x-ray fluorescence with optical dosimetry. *Med. Phys.*, v. 10, n. 2, p. 246–247, 1983.

PISTÓIA, G. D. et al. A imagem latente e a química do processamento radiográfico. *Revista do Centro de Ciências da Saúde*, (Universidade Federal de Santa Maria), v. 30, n. 1-2, p. 12–20, 2004.

POCKET DENTISTRY – FASTEST CLINICAL DENTISTRY INSIGHT ENGINE. *Film Imaging*. 2015. Apresenta noções básicas sobre a formação da imagem radiográfica. Disponível em: <<http://pocketdentistry.com/5-film-imaging/>>. Acesso em: 22 ago. 2016.

SALVAT, F.; M., F. V. J.; SEMPAN, J. *PENELOPE-2011: a code system for monte carlo simulation of electron and photon transport*. Issy-les-Moulineaux: OECD NEA Data Bank, 2011. 369 p. Disponível em: <<http://www.nea.fr/lists/penelope.html>>.

SPRAWLS, P. *The Physical Principles of Medical Imaging*. 2nd ed. 2014. Disponível em: <<http://www.sprawls.org/ppmi2/>>. Acesso em: 13 ago. 2016.

WEBB, J. H. Theory of the photographic latent-image formation. *Journal of Applied Physics*, v. 11, n. 18, p. 18–34, 1940.

WEBB, S. *The Physics of Medical Imaging*. New York: Taylor & Francis Group, 1988. 633 p.

WHAITES, E. *Princípios de Radiologia Odontológica*. 4. ed. London: Elsevier Health Sciences, 2011. 424 p.

WHITE, S.; PHAROAH, M. *Oral radiology: principles and interpretation*. 7th. ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences, 2013. 679 p.

YAFFE, M. J.; MAWDSLEY, G. E. Quantification of silver in radiographic film. In: MULVANEY, J. A. et al. (Org.). *SPIE Proceedings: Application of optical instrumentation in medicine IX*. San Diego: SPIE, 1981. v. 0273, p. 80–85.