
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP - Departamento de Geologia, Física e Matemática
Programa de Pós-Graduação em FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

AVALIAÇÃO DE FILTROS RESINADOS DE
ARESTA-K EM RADIODIAGNÓSTICO

MARIA EULÁLIA PINTO TARRAGÓ

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade
de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto
- USP, como parte das exigências para obtenção
do título de MESTRE EM CIÊNCIAS - Área:
FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA.

RIBEIRÃO PRETO

1 9 9 4

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP - Departamento de Geologia, Física e Matemática
Programa de Pós-Graduação em FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

**"AVALIAÇÃO DE FILTROS RESINADOS DE ARESTA-K
EM RADIODIAGNÓSTICO"**

Maria Eulália Pinto Tarragó

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de
Ribeirão Preto - USP, como parte das
exigências para obtenção do título de MESTRE
EM CIÊNCIAS - Área: FÍSICA APLICADA À
MEDICINA E BIOLOGIA.

RIBEIRÃO PRETO - SP

Março - 1994

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FFCLRP - Departamento de Geologia, Física e Matemática

Programa de Pós-Graduação em FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

**"AVALIAÇÃO DE FILTROS RESINADOS DE ARESTA-K
EM RADIODIAGNÓSTICO"**

Maria Eulália Pinto Tarragó



Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP, como parte de obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIAS.

Area de Concentração:

Física Aplicada à Medicina e Biologia

Orientadora:

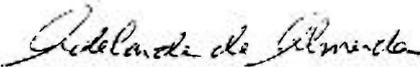
Adelaide de Almeida

Ribeirão Preto - SP

Março - 1994

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE Mestrado DE MARIA EULALIA PINTO TARRAGÓ, APRESENTADA A FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, NO DIA 02 DE MARÇO DE 1994.

COMISSÃO JULGADORA:


Prof.a.Dra. ADELAIDE DE ALMEIDA


Prof.Dr. SÉRGIO MASCARENHAS DE OLIVEIRA


Prof.Dr. JOSÉ HEITOR CONCEIÇÃO DE SOUZA

Aos meus amados pais, *ELY e JULIETINHA*, que me ensinaram os valores fundamentais e que, mesmo longe, sempre estão comigo.

Aos meus irmãos, *MÔNICA, FERNANDO e OLGA*, pelo amor que nos une.

A todos os meus *AMIGOS*, pelo sentimento de fraternidade e alegria de compartilhar.

A todos aqueles que um dia foram meus *PROFESSORES*, como reconhecimento de que este trabalho também é fruto de seus esforços.

Aos *GRANDES MESTRES* do Universo.

Agradecimentos

À Profa. Dra. ADELAIDE DE ALMEIDA, pelos caminhos abertos, pelo apoio e pela orientação.

Ao Prof. Dr. ROBERTO CESAREO, por ter possibilitado testar a sua proposta e pela co-orientação na parte experimental realizada na *Universita Degli Studi di Roma "La Sapienza"/CISB / Roma*.

Ao pesquisador Sr. ANTONIO BRUNETTI, pela amizade e pela ajuda na obtenção de resultados com o sistema *CCD*.

Ao Sr. LUCCIO PUGLIANI, ao Sr. ÂNGELO e à Dra. MILENA MAZZEI _membros do Departamento de Física do *Istituto Superiore di Sanità/ Roma* _ , pelo apoio, pelas discussões e pela ajuda incansável na obtenção de imagens radiográficas.

Ao Prof. Dr. THOMAZ GHILARDI NETO, pelo apoio e pelo incentivo.

Ao Prof. Dr. ROBERT LEE ZIMMERMAN, pela amizade e pelas discussões dos resultados.

À Prof. Dra. CLÁUDIA B. DOS SANTOS e ao Prof. Dr. ANTÔNIO CALIRI, pela amizade e pelas discussões.

Aos PROFESSORES do Departamento de Física da FFCLRP-USP, pelas suas aulas, pela amizade e pelo apoio.

Ao Prof. Dr. GIOVANNI GIGANTE, pela amizade e pelo apoio .

Aos COLEGAS do curso de Pós-Graduação, pela amizade e pelo espírito de colaboração.

À Srta. CECILIA COSTANZA, pelo coleguismo e pela colaboração.

À DIREÇÃO e aos colegas PROFESSORES do Instituto de Física da PUC-RS, pela amizade e pelo incentivo.

Aos Srs. ELDEREIS DE PAULA e JOSÉ LUIZ BRUÇÓ _ técnicos do Centro de Instrumentação e Dosimetria /CIDRA-USP_, pela colaboração e pela amizade.

Ao Serviço de Radiologia, do *Hospital de Clínicas da FMRP-USP*, na pessoa da Sra. NEUZA FERREIRA CIOCCHI, pela ajuda na obtenção de imagens radiográficas.

À PUC-RS, ao CNPq e ao CISB/"La Sapienza", pelo apoio financeiro.

Sumário

Lista de Figuras

Resumo

"Abstract"

1	Introdução		01
2	Conceitos Básicos		
2.1	Produção de raios X para diagnóstico		03
2.2	Interação elétron-matéria		05
2.2.1	Radiação Característica	05	
2.2.2	Radiação de Bremsstrahlung		06
2.3	Interação radiação X - matéria		07
2.3.1	Efeito fotoelétrico		09
2.3.2	Espalhamento Compton		10
3	Estudo dos Filtros de aresta-K		
3.1	Filtros de radiação X		12
3.2	Filtros de aresta- K		12
3.2	Granulidade e variação de transmitância		16
4	Ensaio e Resultados		
4.1	Confeção dos filtros resinados		19
4.2	Levantamento dos espectros de transmissão e medida das espessuras equivalentes	19	
4.3	Medida da variação da transmitância		25
4.4	Estudo radiográfico dos filtros resinados		28
5	Análise dos Resultados		32
6	Conclusões		34
	Referência Bibliográfica		35

Lista de Figuras

- 2.1 Principais componentes de um tubo de raios X.
- 2.2 Representação dos focos eletrônicos, térmico e óptico, em um tubo com ânodo giratório.
- 2.3 Produção de radiação Característica.
- 2.4 Produção de radiação de Bremsstrahlung.
- 2.5 Espectros de raios X, com e sem filtração inerente, para 50 e 100 kVp.
- 2.6 Coeficientes de atenuação de massa do Al, do Mo e do La "versus" energia.
- 2.7 Processo de interação fotoelétrica.
- 2.8 Processo de espalhamento Compton.
- 3.1 Espectro de Bremsstrahlung e o de Transmissão, e Coeficiente de Atenuação do filtro de aresta-K.
- 3.2 Relação entre I_1 / I_0 e I_1 / I_2 com a espessura x de um filtro de lantânio.
- 3.3 Simulação do espectro de raios X (ânodo de tungstênio, 28 kVp) transmitido por filtro de nióbio.
- 3.4 Simulação do espectro de raios X (ânodo de tungstênio, 48 kVp) transmitido por filtro de bário.
- 4.1 Sistema detector de germânio.
- 4.2 Espectro transmitido por filtro resinado de nióbio (ânodo de tungstênio).
- 4.3 Espectro transmitido por filtro resinado de bário (ânodo de tungstênio).
- 4.4 Espectro transmitido por filtro resinado de molibdênio (ânodo de tungstênio).
- 4.5 Espectro transmitido por filtro metálico de molibdênio (ânodo de tungstênio).
- 4.6 Espectro transmitido por filtro resinado de molibdênio (ânodo de molibdênio).
- 4.7 Espectro transmitido por filtro metálico de molibdênio (ânodo de molibdênio).
- 4.8 Representação do sistema CCD para medida de transmitância.
- 4.9 Resposta do sistema CCD "versus" número do "pixel" para um filtro metálico de molibdênio.
- 4.10 Resposta do sistema CCD "versus" número do "pixel" para um filtro resinado de molibdênio.
- 4.11 Representação da montagem para radiografar os filtros de molibdênio com equipamento mamográfico.
- 4.12 Radiografia do filtro metálico de molibdênio obtida com equipamento mamográfico.
- 4.13 Radiografia do filtro resinado de molibdênio obtida com equipamento mamográfico.
- 4.14 Radiografia das estruturas dos filtros de molibdênio resinado e metálico, obtida com equipamento mamográfico.
- 4.15 Representação da montagem para radiografar os filtros resinados com equipamento de ânodo de tungstênio.
- 4.16 Radiografia do filtro resinado de bário obtida com equipamento de ânodo de tungstênio com ponto focal de 1,4 mm.
- 4.17 Radiografia do filtro resinado de lantânio obtida com equipamento de ânodo de tungstênio com ponto focal de 1,4 mm.

Resumo

Diversos autores vêm propondo que os exames radiológicos sejam realizados com o uso de filtros de aresta- K ; para tal, seria necessário um conjunto de diferentes filtros, o que teria um custo elevado. Novos filtros de aresta- K , chamados *filtros resinados de aresta- K* ou simplesmente *filtros resinados*, foram obtidos através da mistura de pó do elemento ou composto químico com uma resina epóxy e apresentaram um custo inferior ao dos tradicionais filtros metálicos. O objetivo deste trabalho é avaliar os filtros resinados visando ao uso destes em radiodiagnóstico. A espessura equivalente dos filtros resinados foi medida através do levantamento de seus espectros de transmissão, em termos de massa por unidade de área, e apresentou um valor menor do que a massa do elemento colocada por unidade de área; essa diferença pode ser explicada, considerando-se que a interação da radiação com a matéria não é um processo linear e que a estrutura granular dos filtros resinados é constituída por partículas de diversos tamanhos (o que foi confirmado através de observações microscópicas dos mesmos). Um modelo matemático foi desenvolvido para relacionar a variação da transmitância com a distribuição de grãos de um filtro resinado, e a variação da transmitância entre as várias pequenas áreas de um mesmo filtro foi medida. O valor medido e a previsão teórica para a variação da transmitância apresentaram a mesma ordem de grandeza. As imagens obtidas com um sistema mamográfico tipo tela-filme _sistema de alta resolução_, usando-se filtro resinado em vez do usual filtro metálico, apresentaram flutuações visíveis no enegrecimento da película radiográfica, evidenciando a estrutura granular dos filtros resinados; sabe-se que técnicas que se utilizam de digitalização da imagem podem, a princípio, eliminar tais artefatos. Por outro lado, os espectros de transmissão de dois filtros de mesma espessura equivalente, sendo um metálico e outro resinado, pareciam apresentar desempenho semelhante. Os resultados obtidos justificam o uso dos filtros resinados em procedimentos em que o objetivo é observar espectros de transmissão de diversos elementos e em técnicas de obtenção de imagens que se utilizam de processos de digitalização da informação, ou, ainda, em sistemas que não apresentam alta resolução, nesses procedimentos, a estrutura granular dos filtros resinados não será evidenciada, e estes, então, apresentarão o mesmo desempenho dos caros filtros metálicos usados convencionalmente.

Abstract

Many authors have been proposing that radiologic exams should be carried out with K-edge filters; to do so, a set of different filters would be necessary making the process very expensive. New *K-edge* filters, called *K-edge resined filters* or just *resined filters*, were obtained by the mixture of the powder of the element or chemical compound with an epoxy resin. These new filters showed a very low cost compared to the traditional metallic filters. The goal of this work is to evaluate the *K-edge* resined filters seeking the use of these in radiology. The equivalent thickness of the resined filters is measured by its transmission's spectra, in terms of mass by area unity. The results showed a lower value than the mass of the element put by area unity; this difference can be explained considering that the interaction of the radiation with the matter is not a linear process. A mathematical model was developed to connect the variation of the transmittance with the distribution of a resined filter's grains. The transmittance variation among the several little areas of the same resined filter was then measured. Both measured and theoretical values of the transmittance variation showed the same order of magnitude. The images obtained with the mamographic screen-film system *_high resolution_* showed visible fluctuations on the radiographic film's darkness, displaying the resined filter's granular structure; but it is known that digital imaging techniques can eliminate these artefacts. On the other side, the transmission's spectra of two filters of the same equivalent thickness, being one metallic and the other resined, seemed to show similar performance. The present research's results indicate that the use of *K-edge* resined filters is questionable in radiography screen film. However, the *K-edge* resined filters can be used in procedures in which the objective is to observe transmission's spectra of different elements and in digital imaging techniques.

1 Introdução

Tem-se por imagem radiográfica a projeção visível, sobre um receptor de imagens, de uma série de sombras, obtidas pela absorção diferenciada que a radiação sofre ao atravessar o objeto de estudo. Os processos de obtenção de imagens radiográficas seguem, de uma forma geral, os seguintes passos: (a) o feixe de raios X é produzido por um equipamento de raios X e tem seu espectro determinado pela quilovoltagem e pelas características do ânodo; (b) o feixe de raios X penetra no paciente, onde é absorvido e espalhado; a distribuição das intensidades do feixe emergente carrega a informação radiológica da estrutura do paciente; a fração absorvida do feixe está correlacionada com a dose absorvida pelo paciente; (c) os raios X , que eventualmente atingem o receptor de imagens e com ele interagem, produzirão a imagem radiográfica.

É bastante conhecido o fato de que a porção de baixa energia do espectro, fornecida pelos equipamentos de raios X , é absorvida pelo paciente, contribuindo para o risco de saúde, enquanto a porção de alta energia deteriora a qualidade da imagem. É consenso o fato de que os espectros de energia ótimos para exames radiológicos sejam constituídos de uma radiação mono ou quase-monoenergética. Os filtros de aresta- K vêm sendo propostos há mais de vinte anos como um possível meio de se obter radiação quase-monoenergética a partir de equipamentos de raios X . Apesar de a maioria dos autores [1,2,3,4,5,6,7,8,9] concordar que essa prática garante um menor risco de saúde com uma qualidade de imagem igual ou melhor do que as obtidas convencionalmente, os filtros de aresta- K ainda não tiveram seu uso amplamente difundido em práticas diagnósticas. Persistem discussões a esse respeito, mas sabe-se que o elevado custo da maioria deles é um fator considerável.

Os filtros de aresta- K são aqueles constituídos por elementos que apresentam a descontinuidade fotoelétrica do coeficiente de atenuação dentro do intervalo de energia de interesse; eles atuam como *passa banda*, através da supressão das porções de baixa energia (como os filtros convencionais de alumínio ou cobre) e das de alta energia do espectro de Bremsstrahlung, realizada pela adicional absorção da camada K . Os filtros de aresta- K disponíveis no mercado são lâminas metálicas de alta pureza; as lâminas de terras raras (adequadas para constituírem filtros de aresta- K em radiografia de tórax) têm um custo aproximado de US\$ 500 o grama, evidenciando que o custo de um conjunto de filtros de diferentes materiais e espessuras é elevado. Em 1992, foi proposto, como uma alternativa mais econômica, usar solução aquosa de sais nitratos de terras raras como filtros de aresta- K ; esses sais custam cerca de US\$ 3 o grama [9]. Cesareo, R. et al vêm propondo uma técnica simples e econômica de se obter filtros de aresta- K a partir da mistura de pó do elemento ou composto químico desejado com uma resina epóxy. As publicações dizem que os filtros obtidos apresentam desempenho semelhante aos filtros metálicos, pelo fato de seus espectros de transmissão serem semelhantes [10,11,12]. Esses filtros, chamados de filtros resinados, são de mais fácil manuseio do que os de solução, por se apresentarem na forma de duras lâminas de resina e por seus custos serem tão baixos quanto os daqueles.

O objetivo deste trabalho é avaliar os filtros resinados de aresta- K através de procedimentos coerentes com a sua aplicação em radiologia médica. A parte experimental foi realizada em colaboração com a Universidade de Roma "La Sapienza", sob a orientação do Prof. Dr. Roberto Cesareo, e constou das seguintes etapas: (a) confecção dos filtros resinados; (b) levantamento dos espectros de transmissão e determinação das espessuras equivalentes; (c) medidas da variação da transmitância entre as várias pequenas áreas que compõem um filtro; e (d) estudo radiográfico dos filtros resinados.

No Capítulo 2, é feita uma revisão dos conceitos básicos, abordando-se alguns aspectos sobre a produção de raios X para uso diagnóstico, a interação entre elétron e matéria e entre a radiação X e a matéria. No Capítulo 3, faz-se um estudo dos filtros de aresta- K , demonstrando-se que as suas espessuras equivalentes podem ser determinadas através de seus espectros de transmissão; são simulados alguns espectros de raios X transmitidos por filtros de aresta- K , e apresenta-se um modelo matemático onde a variação da transmitância entre as várias pequenas áreas de um mesmo filtro resinado é função da energia e da dimensão do grão utilizado na sua confecção. No Capítulo 4, descreve-se o método de confeccionar os filtros resinados; mostram-se alguns espectros de transmissão obtidos com um sistema detector de germânio e algumas medidas de espessura equivalente; avalia-se a variação da transmitância para um mesmo filtro resinado, e realiza-se um estudo radiográfico, utilizando-se como receptor de imagem um sistema tela-filme. No Capítulo 5, é feita uma análise dos resultados obtidos experimentalmente, explicando-se o por quê de a espessura equivalente, em termos de massa por unidade de área, fornecer números diferentes quando medida através de seu espectro de transmissão e quando medida através da quantidade de massa colocada no filtro por unidade de área. A estrutura granular dos filtros resinados provoca uma variação da transmitância entre as diversas partes de um mesmo filtro, e, em um estudo radiográfico (que se utiliza de um sistema tela-filme) essa estrutura granular dos filtros resinados faz com que a película radiográfica apresente manchas que diminuem à medida que a dimensão do ponto focal do equipamento de raios X utilizado aumenta. Sabe-se que técnicas de digitalização de imagens permitem eliminar os artefatos introduzidos pelo próprio sistema [13,14]; quando tais técnicas são utilizadas, as flutuações introduzidas pela granulidade dos filtros resinados podem, teoricamente, ser eliminadas. No Capítulo 6, conclui-se que os filtros resinados de aresta- K se constituem numa alternativa justificável de se obter radiação quase-monoenergética a partir de equipamentos de raios X , quando se pode recorrer a técnicas de digitalização de imagens para eliminar as flutuações introduzidas pela granulidade dos mesmos, ou quando se está interessado em um sistema de obtenção de imagens que não apresente alta resolução, ou, ainda, quando se está interessado em observar os espectros de transmissão de vários elementos. De qualquer forma, é interessante dar continuidade a este estudo, propondo-se melhorias no método de misturar os componentes dos filtros e usando-se pó com granulidade menor e uniforme.

2 Conceitos Básicos

2.1 Produção de raios X para diagnóstico

Os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor do que aproximadamente $1,0 \text{ \AA}$ e podem apresentar tanto propriedades corpusculares como ondulatórias. Os raios X utilizados em radiologia diagnóstica são produzidos num equipamento de raios X , dentro de um tubo altamente evacuado (chamado tubo de raios X), quando o feixe de elétrons (chamado de elétrons projéteis), acelerado por uma diferença de potencial de alguns milhares de volts (kVp), é freado ao atingir o alvo.

A Figura 2.1 ilustra os principais componentes de um tubo de raios X utilizado em radiodiagnóstico, através da qual, mentalmente, podem-se acompanhar os passos envolvidos na produção de raios X . Quando o aparelho está apenas ligado, uma corrente de manutenção circula pelo filamento para mantê-lo aquecido, observando que a sua temperatura seja inferior à da emissão termoiônica. Somente antes de fazer uma exposição aos raios X é que se aciona a chave do rotor do ânodo giratório, e, simultaneamente, a corrente através do filamento aumenta, aumentando também a quantidade de elétrons disponíveis para a corrente no tubo. Após, aciona-se a chave de exposição que faz com que a alta tensão selecionada em quilovolts (kVp) seja aplicada entre o cátodo e o ânodo. Os elétrons termoiônicos são, então, acelerados desde o filamento até o alvo, onde se chocam a velocidades relativísticas, produzindo raios X . O revestimento de chumbo atenua os raios X em todas as direções, exceto na região da janela, onde ele não existe. No final da exposição, a alta tensão é removida, a corrente no filamento retorna à intensidade de manutenção e o freio eletromagnético faz com que a rotação do ânodo cesse [15].

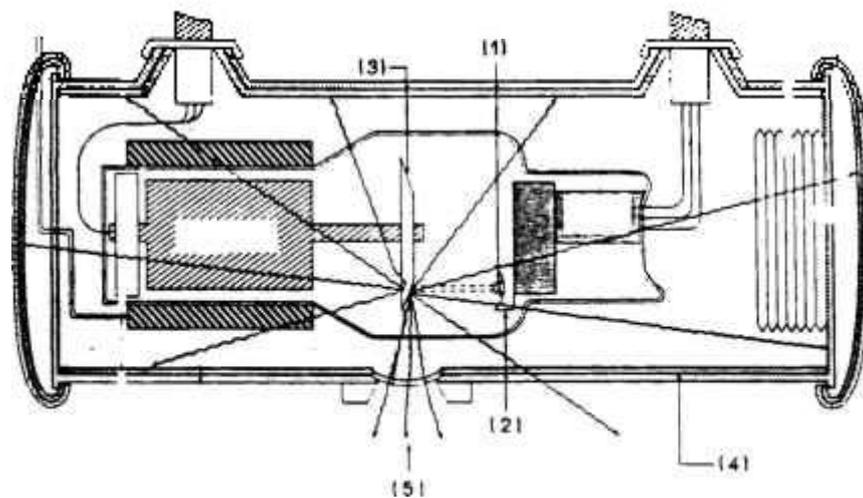


Figura 2.1 Principais componentes de um tubo de raios X utilizado em radiodiagnóstico, onde (1) Filamento; (2) Cátodo; (3) Ânodo Giratório; (4) Revestimento de Chumbo; (5) Janela.

Deve-se observar duas condições para que os tubos de raios X produzam imagens radiográficas nítidas: (a) os raios X devem emergir de uma área (foco) muito pequena, preferencialmente puntiforme, para minimizar o efeito de penumbra; e (b) sua intensidade deve ser grande o suficiente para que, num intervalo de tempo muito curto, se possa fazer uma tomada radiográfica de um objeto que não esteja completamente paralisado [16,17,18].

Chama-se *Ponto Focal Real* ou *Foco Eletrônico* a área do ânodo que realmente é bombardeada pelos elétrons projéteis [19], e sua dimensão depende do filamento termoiônico. Existem dois tamanhos de filamento que possibilitam intensidades de correntes diversas e, conseqüentemente, dois pontos focais diversos. O filamento de maior dimensão é usado quando se necessita de produção de raios X mais intensa; está associado ao ponto focal maior, chamado *Foco Grosso*, e é usado, geralmente, nos exames de rotina. O filamento de menor dimensão está associado ao ponto focal menor, chamado *Foco Fino*, e é usado em casos especiais, onde se necessita de uma maior definição na imagem radiográfica.

Nas práticas diagnósticas, a dimensão do foco eletrônico deve ser tanto maior quanto maior for a potência requerida no tubo, evitando, assim, o superaquecimento, pois, na faixa de tensão utilizada, 99% da energia cinética dos elétrons é transformada em calor, sendo cerca de 1% transformada em radiação X . Os tubos de raios X apresentam mecanismos que possibilitam aumentar a área de bombardeamento dos elétrons em relação à área efetiva que emite raios X : (a) a inclinação do ânodo, de aproximadamente 15° em relação à direção de incidência do feixe eletrônico, faz com que a projeção da área bombardeada pelos elétrons no plano do objeto a ser radiografado apresente menor dimensão; essa área projetada chama-se *Foco Efetivo* ou *Foco Óptico* e está relacionada com a nitidez da imagem; (b) o ânodo giratório propicia que os elétrons não incidam sempre na mesma parte do alvo, facilitando a troca de calor. A área correspondente ao ânodo giratório é chamada *Foco Térmico* [19]. A Figura 2.2 ilustra os focos eletrônico, térmico e óptico para um tubo com ânodo giratório.

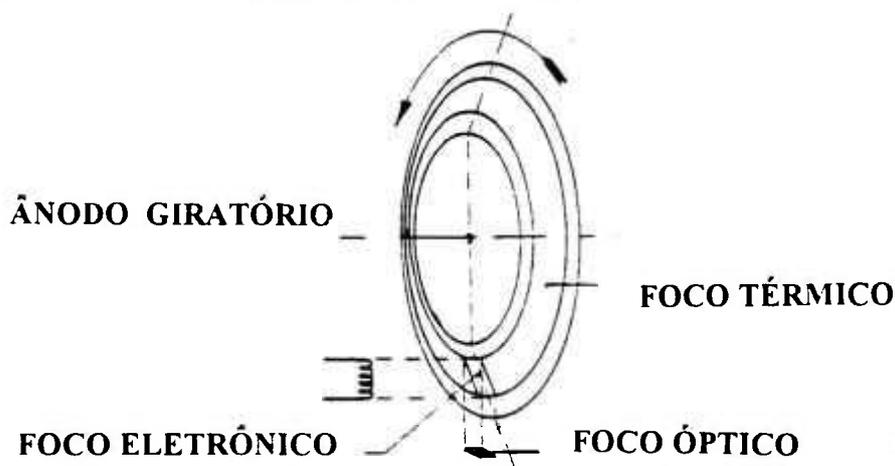


Figura 2.2 Representação esquemática dos focos eletrônico, térmico e óptico em um tubo com ânodo giratório.

2.2 Interação elétron-matéria

Quando elétrons de energia na ordem de dezenas de keV se chocam com a superfície do alvo metálico e interagem com seus átomos podem perder energia através de choques inelásticos com os elétrons das órbitas K e L , sendo provável a subsequente emissão de radiação Característica; ou podem perder energia através de interações com o campo nuclear, resultando na emissão de raios X de Bremsstrahlung. A probabilidade de ocorrer interações que produzam radiação X depende da energia dos elétrons incidentes e do número atômico do material do alvo. Nas condições correspondentes à radiologia diagnóstica, a maior parte das interações provoca excitação e/ou ionização dos átomos do alvo; o átomo excitado retorna ao seu estado fundamental, emitindo radiação eletromagnética de baixa energia (infravermelho ou ultravioleta) [20].

2.2.1 Radiação Característica

A emissão da Radiação Característica, também chamada Radiação de Fluorescência, pode ser explicada de acordo com o modelo de Bohr, onde cada órbita apresenta uma energia de ligação determinada, representando a mínima energia que deve ser fornecida para que um elétron seja liberado. Quando um elétron da camada K é ejetado, ocorre uma mudança no arranjo dos elétrons orbitais. Somente algumas transições são permitidas [21], podendo ser acompanhadas da emissão de radiação Característica, como ilustra a Figura 2.3. As linhas de emissão Característica mais importantes são as chamadas k_α e k_β e correspondem às transições das camadas L e M para a camada K respectivamente, sendo as suas energias iguais à diferença das energias de ligação entre as camadas envolvidas na transição. Essa radiação X é chamada de Característica porque depende das energias de ligação das camadas dos átomos, próprias de cada elemento; por exemplo, as energias k_α e k_β do molibdênio (material do alvo usado em mamografia) e do tungstênio (material do alvo usado em radiografia convencional) são, respectivamente, 17,4 e 19,6 keV e 58,8 e 67,6 keV [22,23].

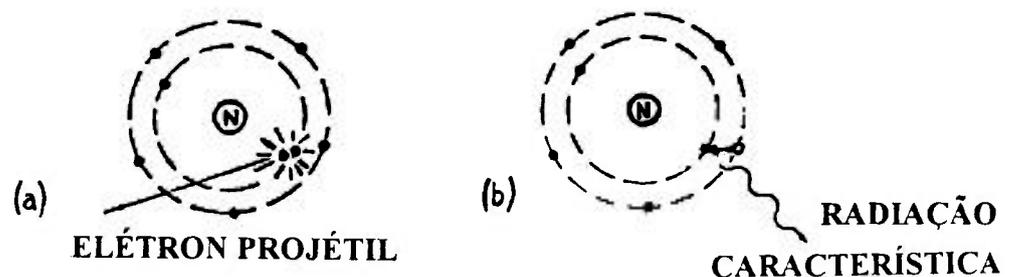


Figura 2.3 Produção de radiação Característica. Em (a), o elétron projétil arranca um elétron da camada K , e, em (b), o rearranjo dos elétrons orbitais resulta na emissão da Radiação Característica.

2.2.2 Radiação de Bremsstrahlung

Quando um elétron projétil, com uma certa energia cinética, passa perto do núcleo, ocorre uma interação coulombiana, e o elétron projétil, ao transferir momento para o núcleo, sofre uma desaceleração e tem seu estado de movimento alterado de forma significativa; essa interação pode ser tratada como um choque inelástico [24]. A energia perdida pelo elétron projétil é emitida na forma de fóton de raio X , e o espectro correspondente é chamado de *Bremsstrahlung*, do alemão, radiação de freamento. A Figura 2.4 ilustra essa interação.

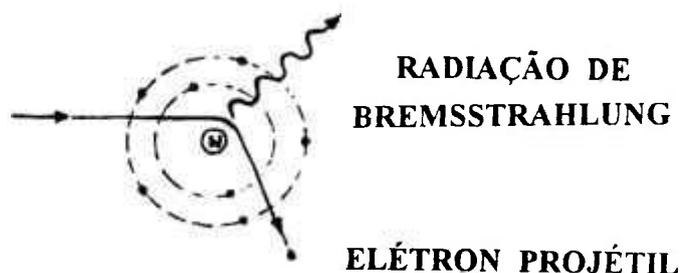


Figura 2.4 Representação da produção de radiação de Bremsstrahlung. Na interação entre um elétron projétil e o campo nuclear, o elétron projétil é freado, e é emitido um fóton X .

Como a massa do núcleo é muito grande em relação à massa do elétron, pode-se desprezar a energia que o núcleo adquire na colisão, e a energia do fóton de raio X emitida poderá ser equacionada como:

$$h\nu = E_c - E_c' \quad (2.1)$$

onde:

h é a constante de Planck ($6.62 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$);

ν é a frequência do fóton X emitido;

E_c é a energia cinética do elétron projétil antes do choque; e

E_c' é a energia cinética do elétron projétil depois do choque.

Admitindo-se que o elétron projétil perca toda a sua energia numa única interação, a energia máxima do fóton de raio X possível será igual a $e\Delta V$, onde e é a carga eletrônica, e ΔV é o potencial de aceleração do elétron (kVp).

Nesse tipo de interação, o campo de atração coulombiana entre núcleos e elétrons projéteis faz com que estes últimos sejam freados, com perda de energia proporcional à intensidade quadrada dos campos de atração (Z^2) [16]. Uma vez que o campo de atração varia inversamente ao quadrado da distância entre as partículas envolvidas, a energia do fóton emitido será tanto maior quanto menor for essa distância, evidenciando que o

fóton X , assim emitido, poderá apresentar qualquer valor de energia, desde zero até $e\Delta V$. Essa é a razão de o espectro de Bremsstrahlung também ser chamado de espectro Branco, pois é um espectro Contínuo.

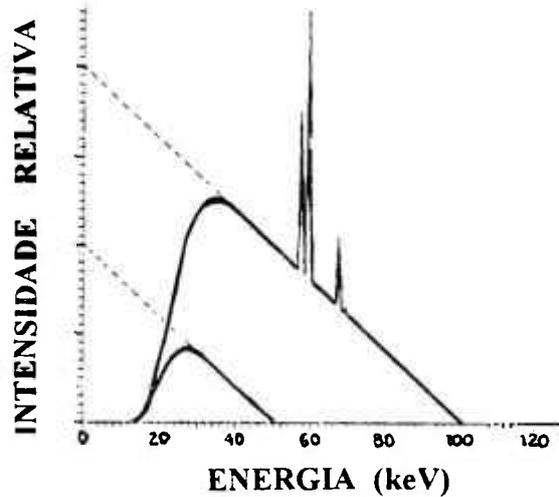


Figura 2.5 Espectros de raios X para potências de aceleração de 50 e 100 kVp , para ânodo de tungstênio, com e sem filtração inerente. As linhas pontilhadas representam o espectro previsto teoricamente; as linhas cheias representam o espectro de Bremsstrahlung; e superposto ao espectro de 100 kVp estão as linhas da Radiação Característica do tungstênio.

A Figura 2.5 mostra dois espectros de raios X para potenciais de aceleração de 50 e 100 kVp , para ânodo de tungstênio. As curvas pontilhadas representam os espectros de Bremsstrahlung previstos teoricamente, onde a intensidade I dos fótons de raios X é máxima para a energia zero e nula para a energia máxima ($e\Delta V$), variando linearmente. Porém, devido à filtração inerente (a ser descrita na seção 3.1), o espectro de Bremsstrahlung apresenta-se na forma mostrada pelas curvas cheias. Superposto ao espectro de Bremsstrahlung estão as linhas da Radiação Característica do tungstênio, que surgem somente se o potencial de aceleração for maior do que 65 kVp .

2.3 Interação radiação X - matéria

Quando um feixe de radiação X atravessa uma lâmina, seus fótons podem interagir através de quatro processos diferentes: fotoelétrico, produção de par, espalhamento Thomson e espalhamento Compton. Nos dois primeiros processos, os fótons são completamente absorvidos; na interação Thomson ocorre somente espalhamento; e na

Compton, além de o fóton ser espalhado, tem sua energia diminuída pela absorção. O espalhamento Thomson é pouco aplicado em radiologia diagnóstica devido à falta de deposição de energia no meio absorvedor e à sua baixa probabilidade de ocorrência. As interações onde o fóton perde energia (efeito fotoelétrico e espalhamento Compton) são mais interessantes na área de radiodiagnóstico, com exceção da *produção de par*, que só começa a ter probabilidade de ocorrer quando a energia do fóton for maior do que 1.02 MeV.

Todos os processos removem fótons do feixe, e, por isso, diz-se que eles atenuam o feixe de raios X, sendo as suas probabilidades de ocorrência dependentes da energia do fóton e da composição da lâmina, estando relacionadas com os coeficientes de atenuação. Pode-se dizer que o coeficiente de atenuação é uma medida indireta da probabilidade de um certo tipo de átomo interagir, através de um determinado processo, com um fóton de dada energia. Quando se fala apenas em coeficiente de atenuação, sem especificar o processo de interação, considera-se o coeficiente de atenuação resultante, que é o somatório dos coeficientes de atenuação de cada processo.

A atenuação que um feixe monocromático de raios X sofre ao atravessar uma lâmina de espessura x é calculada através da equação dada por:

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.2)$$

onde:

I_x é a intensidade do feixe emergente da espessura x ;

I_0 é a intensidade do feixe incidente na lâmina; e

μ é o coeficiente de atenuação da lâmina para a energia do feixe monocromático [16,23].

Quando a espessura apresentar dimensão de comprimento ($[L]$), o coeficiente será de *atenuação linear* e apresentará dimensão $[L^{-1}]$, geralmente dada em cm^{-1} . O coeficiente de atenuação linear representa a probabilidade de ocorrer interação por unidade de comprimento. O produto μx é chamado de *absorbância* e representa a probabilidade de ocorrer interação na lâmina de espessura x . A quantidade

$$T = e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

é chamada de *transmitância* e é igual à razão entre as intensidades I_x e I_0 , representando a probabilidade de o feixe não sofrer interação ao atravessar a lâmina de espessura x .

Quando a espessura for dada em termos de *densidade superficial de massa*, dimensão $[ML^{-2}]$, o coeficiente será de *atenuação de massa* e apresentará dimensão de $[L^2 M^{-1}]$, geralmente dada em cm^2/g . A Figura 2.6 mostra os coeficientes de atenuação de massa do alumínio, do molibdênio e do lantânio, obtidos por simulação computacional [25].

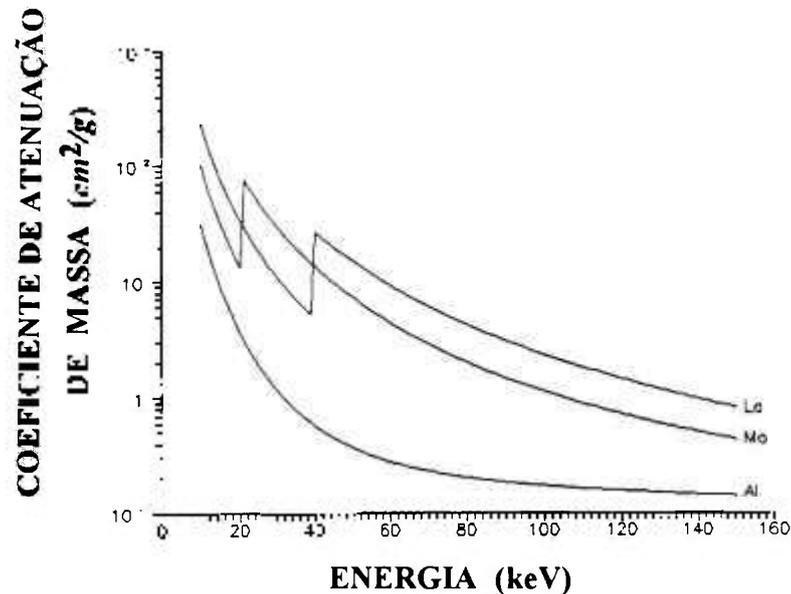


Figura 2.6 Coeficiente de atenuação de massa do *Al*, do *Mo* e do *La* "versus" energia, onde se observa que os coeficientes do *Mo* e *La* apresentam uma descontinuidade, chamada *descontinuidade fotoelétrica*.

2.3.1 Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente transfere toda sua energia ao elétron ligado e "desaparece". A energia transferida é parcialmente usada pelo elétron para romper a sua ligação, e a excedente é transformada em energia cinética do elétron ejetado, de tal maneira que:

$$E_c = h\nu - E_L \quad (2.4)$$

onde:

E_c é a energia cinética do elétron ejetado;

$h\nu$ é a energia do fóton incidente; e

E_L é a energia de ligação do elétron.

Os elétrons ejetados são chamados de fotoelétrons, e , quando um destes deixa o átomo, uma lacuna é criada na correspondente camada. Esta é imediatamente preenchida por um elétron que provém de uma órbita mais externa e que tem, conseqüentemente, menor energia de ligação. O preenchimento das camadas K e L pode ser acompanhado pela emissão de uma ou mais radiações Características. A Figura 2.7 ilustra o processo de interação fotoelétrica.

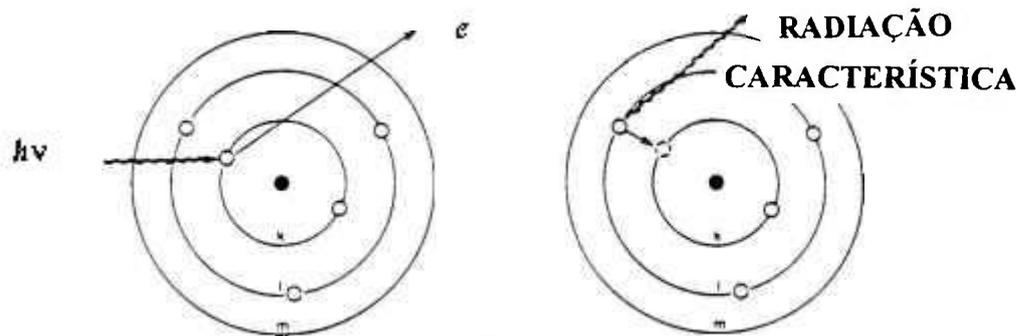


Figura 2.7 Processo de interação fotoelétrica. O fóton incidente é totalmente absorvido, e um elétron da camada K é ejetado do átomo.

A descontinuidade do coeficiente de atenuação para o efeito fotoelétrico correspondente à camada K , ilustrada na Figura 2.6 para o molibdênio e para o lantânio, indica que fótons com energias iguais às de ligações dos elétrons na camada K apresentam maior probabilidade de interação; a descontinuidade da camada K (ou aresta K) é responsável pela *atenuação diferenciada* dos filtros de aresta- K , que será explicada na seção 3.2. Sabe-se que a probabilidade de ocorrer o efeito fotoelétrico por unidade de comprimento varia de forma aproximada ao inverso do cubo da energia do fóton ($1/E^3$) e depende do número atômico do material atenuador (aproximadamente Z^3); por isso, ele é o efeito mais importante na absorção de energia pelo tecido biológico até 50 keV [16,26].

2.3.2 Espalhamento Compton

No espalhamento Compton, ilustrado na Figura 2.8, o fóton arranca do átomo um elétron orbital (elétron de recuo) e é espalhado com uma energia menor. Sendo a energia de ligação do elétron orbital desprezível em relação à energia do fóton incidente, pode-se dizer que, no espalhamento Compton, os fótons interagem com elétrons livres, e a energia cinética do elétron de recuo, E_c , será dada por:

$$E_c = h\nu - h\nu' \quad (2.5)$$

onde:

$h\nu$ é a energia do fóton incidente; e

$h\nu'$ é a energia do fóton espalhado.

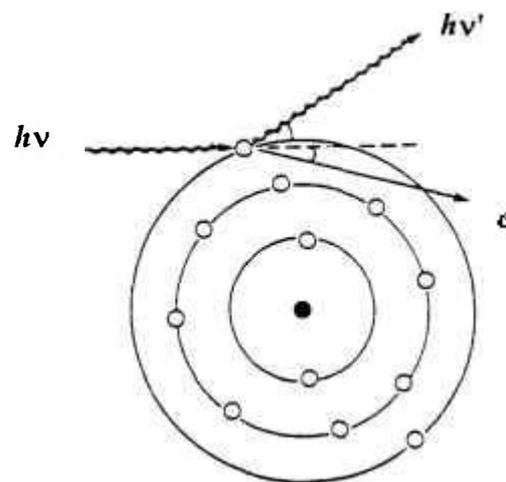


Figura 2.8 Espalhamento Compton. Parte da energia do fóton incidente é absorvida, ocorrendo a ejeção de um elétron orbital e parte da energia do fóton é espalhada.

Como no espalhamento Compton o fóton interage com elétrons que são considerados livres, esse processo será independente do número atômico, e todos os materiais, através do espalhamento Compton, irão absorver a mesma quantidade de energia por elétron. Como todos os materiais apresentam praticamente o mesmo número de elétrons por unidade de massa, todos eles apresentarão o mesmo coeficiente de atenuação de massa para o espalhamento Compton. No tecido biológico, o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton apresentam a mesma importância quando a energia dos fótons está entre 60 e 90 keV ; e, na faixa de 200 keV , somente o espalhamento Compton está presente [16].

3 Estudo dos Filtros de Aresta- K

3.1 Filtros de radiação X

Chama-se filtro um material atenuador que pode modificar o espectro da radiação. Os filtros de uma máquina de raios X podem ser inerentes ou adicionais. A filtração inerente é aquela intrínseca à máquina e que representa o somatório das filtrações individuais realizadas por todos os materiais por onde passa a radiação antes de sair do tubo, tais como: o próprio alvo, o óleo refrigerante que isola o vidro de sua vizinhança e o material da janela. Ela é quantificada em termos de espessura de alumínio, que produz semelhante atenuação e remove principalmente os fótons de baixa energia, como foi mostrado na Figura 2.5. A filtração adicional é aquela realizada por filtros colocados entre o tubo e o objeto de estudo. Materiais como o alumínio e o cobre são tidos como filtros convencionais, por serem usados em práticas comuns de radiologia diagnóstica; eles atenuam a região do espectro de baixa energia (que não contribui com a qualidade da imagem), diminuindo a dose absorvida no paciente. Já os materiais de maior número atômico, como o molibdênio e o lantânio, por exemplo, constituem os chamados filtros de aresta- K ou filtros "K-edge"; eles apresentam a descontinuidade fotoelétrica do coeficiente de atenuação dentro do intervalo de energia de interesse (Figura 2.6), proporcionando transmissão seletiva do espectro de Bremsstrahlung.

3.2 Filtros de aresta- K

Os filtros de aresta- K são constituídos por elementos que apresentam a descontinuidade fotoelétrica do coeficiente de atenuação dentro do intervalo de energia de interesse. Eles atuam como *passa banda*, através da supressão das porções de baixa energia, como os filtros convencionais, e das de alta energia do espectro de Bremsstrahlung, realizada pela adicional absorção dos elétrons da camada K . Dessa maneira, o espectro transmitido poderá ser chamado de espectro *quase-monoenergético* [7,9]. A seleção de um elemento para constituir esse tipo de filtro é feita de tal maneira que a sua energia de absorção fotoelétrica da camada K (E_K) seja igual ao limite máximo da energia do espectro de Bremsstrahlung desejada. A Tabela 3.1 mostra a energia de absorção fotoelétrica (E_K) de alguns elementos [23] e a faixa de tensão recomendada que um equipamento de raios X , com ânodo de tungstênio, deve operar.

TABELA 3.1

Elemento químico, símbolo, número atômico (Z), energia de absorção fotoelétrica (E_K) e a tensão aproximada (kVp) com que um equipamento de raios X (ânodo de tungstênio) deve operar para que esse elemento se comporte como um filtro de aresta- k

ELEMENTO	SÍMBOLO	Z	E_K (keV)	kVp
molibdênio	Mo	42	20,0	30
estanho	Sn	50	29,2	45
lantânio	La	57	38,9	55

FONTE:

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. U.S.A., John Wiley & Sons, Inc., 1986.

JENNINGS, R.J. Programas de simulação de espectros de raios X . Medical Physics Division/University of Wisconsin medical School, Madison, Wisconsin.

A Espessura Equivalente de um filtro de aresta- K é determinada de acordo com a atenuação diferenciada imediatamente antes e depois da descontinuidade fotoelétrica [9], e, para quantificá-la, definem-se as grandezas ilustradas na Figura 3.1, que mostra o espectro de Bremsstrahlung, o coeficiente de atenuação do filtro de aresta- K "versus" energia e o espectro transmitido. Essas curvas foram simuladas, computacionalmente, para tubo com ânodo de tungstênio operando a 28 kVp e filtro de molibdênio de espessura $x = 30\mu m$ [25].

Os parâmetros ilustrados na Figura 3.1 são assim definidos:

- E_1 é a energia imediatamente antes da energia E_K ;
- E_2 é a energia imediatamente depois da energia E_K ;
- I_1 é a intensidade do espectro transmitido pelo filtro na energia E_1 ;
- I_2 é a intensidade do espectro transmitido pelo filtro na energia E_2 ;
- I_0 é a intensidade do espectro antes da filtração na energia E_1 ;
- μ_1 é o coeficiente de atenuação na energia E_1 ;
- μ_2 é o coeficiente de atenuação na energia E_2 .

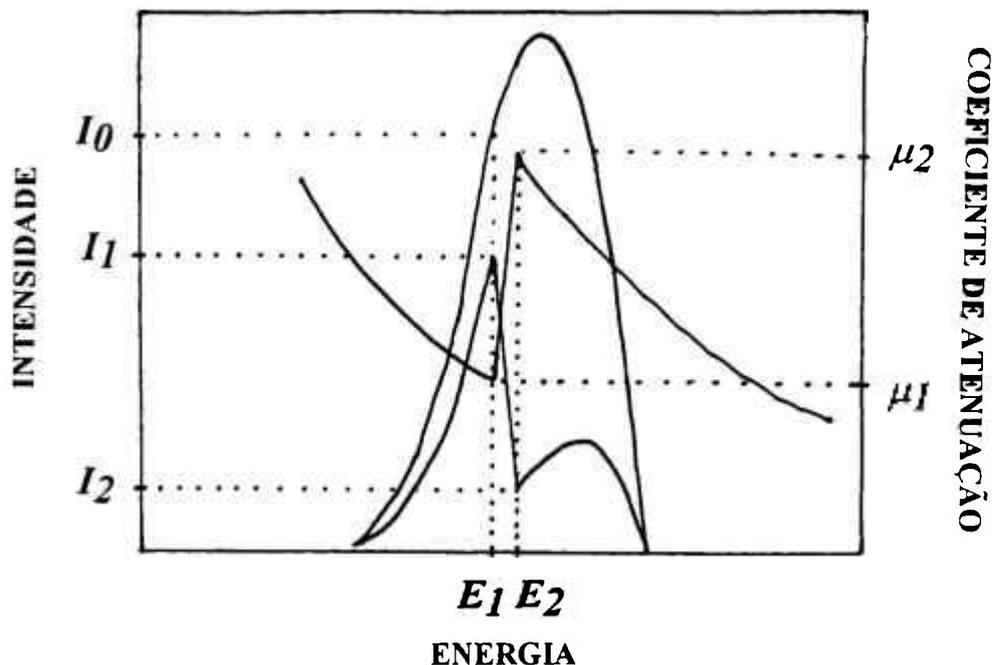


Figura 3.1 Espectro de Bremsstrahlung e o de Transmissão e Coeficiente de Atenuação do filtro de aresta- k em função da energia. Essas curvas foram obtidas por simulação computacional, para tubo de raios X com ânodo de tungstênio operando a 28 kVp e filtro de molibdênio de espessura $x = 30\mu m$.

Utilizando-se a equação de atenuação (2.2), pode-se escrever que:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 x} \quad (3.1)$$

e

$$I_2 = I'_0 e^{-\mu_2 x} \quad (3.2)$$

onde I'_0 é a intensidade do espectro antes da filtração na energia E_2 .

Supondo-se que o espectro antes da filtração apresente a mesma intensidade nas energias E_1 e E_2 , ou seja, $I_0 = I'_0$, e dividindo-se a equação (3.1) pela (3.2), obtém-se a espessura equivalente x do filtro [9], dada por

$$x = \frac{\ln(I_1 / I_2)}{\Delta \mu} \quad (3.3)$$

onde

$$\Delta \mu = \mu_2 - \mu_1 \quad (3.4)$$

Sendo as contagens de I_1 e I_2 um processo de natureza probabilística [27,28], a cada medida da espessura equivalente que será descrita na seção 4.2 corresponderá uma incerteza probabilística dada por

$$\delta x = \frac{\sqrt{\frac{1}{I_1} + \frac{1}{I_2}}}{\Delta\mu} \quad (3.5)$$

Só faz sentido quantificar espessura equivalente de acordo com (3.3), quando se trata de filtros de aresta-K. Quanto maior for a espessura x , mais monocromatizado será o feixe e menor será a intensidade do espectro transmitido. Na tentativa de se observar, de uma forma aproximada, o compromisso entre transmitância e monocromatização do feixe, traça-se um gráfico de dupla entrada, exemplificado para o lantânio na Figura 3.2, onde as razões I_1/I_0 e I_1/I_2 variam de acordo com a espessura x para a energia E_1 ; onde I_1/I_0 significa a fração do feixe transmitida (transmitância) na energia E_1 ; e I_1/I_2 significa a razão entre as intensidades do feixe imediatamente antes e depois da descontinuidade fotoelétrica, estando relacionada com a monocromatização do feixe.

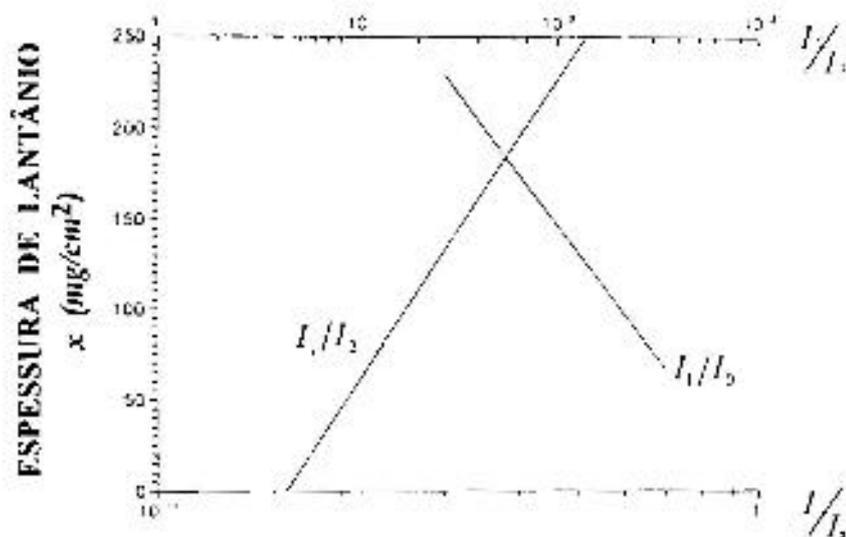


Figura 3.2 Relação entre I_1/I_0 e I_1/I_2 com a espessura x de um filtro de lantânio, sendo I_1/I_0 a transmitância na energia E_1 e I_1/I_2 a razão entre as intensidades imediatamente antes e depois da descontinuidade fotoelétrica.

As Figuras 3.3 e 3.4 mostram, a título de futuras comparações (a serem feitas no Capítulo 5), simulações dos espectros de raios X produzidos por equipamento com ânodo de tungstênio, transmitidos por filtros de 74 mg/cm^2 de nióbio e 119 mg/cm^2 de bário, para tensões de 28 e 48 kVp respectivamente [25].

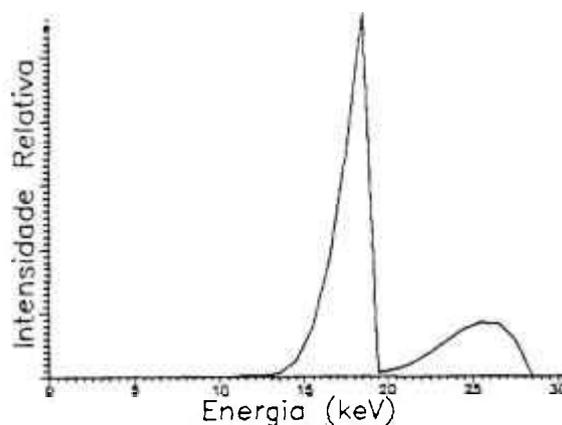


Figura 3.3 Simulação do espectro de raios X produzido por um equipamento com ânodo de tungstênio, operando a 28 kVp , transmitido por 74 mg/cm^2 de nióbio.

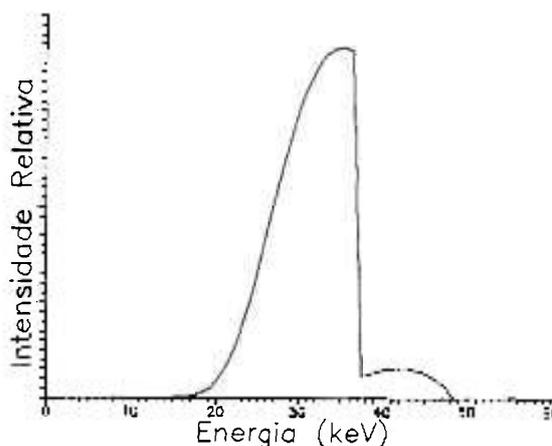


Figura 3.4 Simulação do espectro de raios X produzido por um equipamento com ânodo de tungstênio, operando a 48 kVp , transmitido por 119 mg/cm^2 de bário.

3.3 Granulosidade e variação de transmitância

Sendo os filtros resinados constituídos por uma mistura de pó do elemento ou composto químico com resina, como será descrito na seção 4.1, pode-se calcular qual será a flutuação do número de grãos e a conseqüente variação da transmitância entre as várias pequenas áreas de um mesmo filtro (sendo que esta última será medida na seção 4.3), em função da dimensão do grão.

Considerando-se um filtro constituído por um pó de grãos esféricos de densidade ρ e diâmetro d constantes, pode-se escrever que o número de grãos por unidade de área é

$$N = \frac{m_T}{v\rho A} \quad (3.6)$$

onde

m_T é a massa total de grãos,
 v é o volume de cada grão ($v = \pi d^3 / 6$) e
 A é a área do filtro.

Considerando-se que a distribuição de grãos por unidade de área é um processo probabilístico, pode-se dizer que a flutuação relativa do número de grãos é

$$\frac{\Delta N}{N} = \alpha \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (3.7)$$

onde α é uma constante de proporcionalidade e tem o valor igual a $1mm$, quando a unidade de área é mm^2 .

Sendo μ o coeficiente de atenuação de massa para a energia E e sendo x a espessura média do filtro, a variação relativa da transmitância (que será chamada apenas de variação da transmitância) na energia E será

$$\frac{\Delta T}{T} = -\mu x \frac{\Delta N}{N} \quad (3.8)$$

onde μx significa a absorvância média do grão na energia E . Dessa maneira, quando se tem um filtro constituído por grãos de dimensão e densidade constantes, pode-se prever a correspondente variação da transmitância, numa dada energia, supondo-se $x = m_T/A$.

A equação (3.8) permite calcular a variação da transmitância entre as várias partes que compõem um filtro devido à flutuação relativa do número de grãos; na seção 4.3, será mostrado o sistema de detecção utilizado para medir a variação da transmitância e os resultados obtidos. Para que se possa fazer uma comparação, no Capítulo 5, entre o valor obtido experimentalmente para a variação da transmitância de um mesmo filtro resinado e o valor previsto teoricamente para a variação da transmitância devido à flutuação do número de grãos, calcula-se, a seguir, a variação da transmitância por elemento de área para um filtro resinado de molibdênio.

Considera-se um filtro de 30 mg/cm^2 de espessura equivalente de molibdênio, feito a partir do pó de trióxido de molibdênio (MoO_3) de densidade $\rho = 4.692 \text{ g/cm}^3$ [29]. O grão é suposto esférico e de diâmetro d constante. Representa-se a transmitância na energia E_1 , imediatamente antes da descontinuidade fotoelétrica, por T_1 ; e a transmitância na energia E_2 , imediatamente após a descontinuidade fotoelétrica, por T_2 . Os coeficientes de atenuação de massa do molibdênio, imediatamente antes e após a descontinuidade fotoelétrica, são $13,5$ e $76,1 \text{ cm}^2/\text{g}$ respectivamente. Calcula-se, para alguns diâmetros de grão, a flutuação relativa do número de grãos e as variações das transmitâncias T_1 e T_2 correspondentes para um filtro resinado de molibdênio, como é mostrado na Tabela 3.2.

TABELA 3.2

Flutuação relativa do número de grãos e das transmitâncias T_1 e T_2 para um filtro constituído a partir do pó de trióxido de molibdênio em função do diâmetro d do grão

$d (\mu\text{m})$	$-\Delta N/N (\%)$	$\Delta T_1/T_1 (\%)$	$\Delta T_2/T_2 (\%)$
10	0,29	0,1	0,6
80	6,47	2,6	14,8
150	16,62	6,7	37,9

Nota: $\Delta N/N$ foi calculada através de (3.6) e de (3.7); e $\Delta T/T$ foi calculada através de (3.8).

Sabe-se que as medidas da variação da transmitância irão utilizar como fonte de radiação equipamentos de raios X , que fornecem espectros polienérgicos; espera-se, então, que a medida da variação da transmitância, na seção 4.3, corresponda a um valor intermediário das variações das transmitâncias T_1 e T_2 para um determinado diâmetro.

4 Ensaios e Resultados

4.1 Confeção dos filtros resinados

Os filtros resinados foram obtidos através da mistura entre o pó de óxidos ou outros compostos, com uma resina epóxy (HUV[®]) a dois componentes: diluente e endurecedor. Os pós utilizados para constituir filtros de molibdênio e bário, por exemplo, apresentaram a composição dada por MoO_3 e $Ba(NO_3)_2$. A confecção desses filtros deu-se da seguinte maneira: (a) em uma balança analítica, media-se a massa do pó requerida na confecção de um determinado filtro, observando-se o cálculo estequiométrico que determina a fração de massa do elemento desejado no composto; (b) colocavam-se sobre um cartão, separadamente, volumes iguais dos dois componentes da resina e a quantidade de massa de pó predeterminada; (c) o cartão era, então, colocado sobre um aquecedor elétrico, e controlava-se para que a temperatura estivesse em torno de $50^\circ C$ (esse procedimento facilitava a posterior mistura, porque os componentes da resina se tornavam mais fluidificados em temperaturas mais altas); (d) sobre o cartão aquecido, misturavam-se, seguindo o método da diluição progressiva [30,31], o pó e o ligante; (e) após, acrescentava-se, de uma só vez, o endurecedor; (f) quando toda a massa fluida estivesse homogeneizada, despejava-se-a numa forma de Teflon[®] e, com um misturador (tipo ponta de agulha), mexia-se para garantir que as bolhas de ar fossem eliminadas; (g) o filtro resinado levava 24h, aproximadamente, para enrigecer, e, após desenformá-lo, passava-se no torno para proporcionar uma espessura uniforme e de valor desejado.

4.2 Levantamento dos espectros de transmissão e medida das espessuras equivalentes

Os espectros transmitidos pelos filtros foram detectados por um sistema composto por detector semiconductor de germânio, amplificador, analisador multicanal, placa conversora tipo analógico-digital e computador [32,33], como está esquematizado na Figura 4.1, chamado sistema detector de germânio. As medidas das espessuras equivalentes foram obtidas através das leituras das intensidades I_1 e I_2 dos espectros transmitidos, de acordo com (3.3), onde $\Delta\mu$ foi obtido por simulação computacional [25]; e onde para cada medida de x corresponde uma incerteza δx , conforme (3.5).

A medida da espessura equivalente de um filtro foi expressa em termos de valor médio, da seguinte forma

$$\bar{x} \pm \Delta\bar{x} \quad (4.1)$$

onde \bar{x} representa a média das espessuras equivalentes obtidas nos diversos pontos do mesmo filtro e $\Delta\bar{x}$ representa a incerteza da medida de x , sendo igual ao desvio padrão de \bar{x} . As incertezas δx foram desprezadas, ao se fazer o cálculo do valor médio, por serem muito menores do que $\Delta\bar{x}$.

A precisão desse sistema de medida de espessura equivalente ($\bar{x} \pm \Delta\bar{x}$) foi avaliada através da comparação entre o valor nominal ($30,6 \text{ mg/cm}^2$) e a média dos valores obtidos experimentalmente ($33,0 \pm 1,2 \text{ mg/cm}^2$), para um filtro metálico de molibdênio de alta pureza (99,9%). A discrepância entre os valores nominal e experimental foi de 8%, apresentando a mesma ordem de grandeza da incerteza $\Delta\bar{x}$ (3,6%), correspondente à medida.

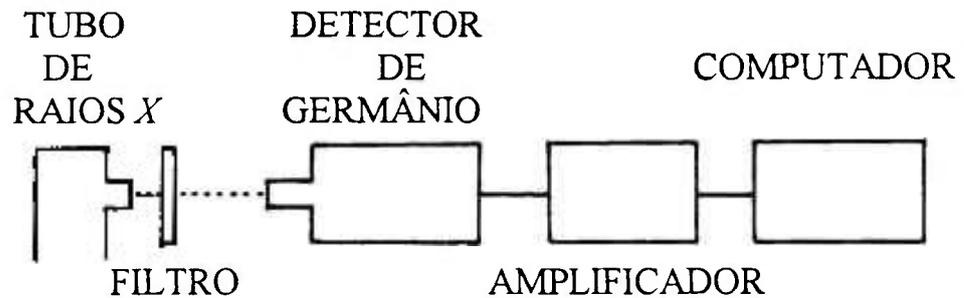


Figura 4.1 Sistema detector de germânio. O filtro está disposto de tal modo que o sistema irá detectar o espectro de transmissão.

A Tabela 4.1 mostra, para filtros resinados de molibdênio e lantânio, a quantidade de massa colocada por unidade de área (m_r/A) do elemento que caracteriza o filtro e o valor médio da espessura equivalente antes do processo de torneamento, com dimensão ML^{-2} ; onde a identificação dos filtros resinados é feita através do símbolo do elemento que caracteriza os filtros.

TABELA 4.1

Massa colocada por unidade de área (m_T/A) e espessura equivalente ($\bar{x} \pm \Delta\bar{x}$) para filtros resinados de *Mo* e *La*

FILTROS RESINADOS	m_T/A (mg/cm^2)	$\bar{x} \pm \Delta\bar{x}$ (mg/cm^2)
<i>Mo</i>	151	$94,8 \pm 5,2$
<i>La</i>	287	$176,3 \pm 10,5$

Os dados da Tabela 4.1 mostram que os valores médios da espessura equivalente \bar{x} (em unidades de massa por área) antes de os filtros terem sua massa reduzida no processo de torneamento é cerca de 40% menor do que a quantidade m_T/A , tanto para os filtros de molibdênio como para os de lantânio. A diferença entre essas duas grandezas constitui um efeito da granulidade não uniforme do pó que compõe o filtro resinado e será explicada no capítulo 5.

As figuras seguintes mostram alguns espectros obtidos através do sistema detector de germânio. As Figuras 4.2 e 4.3 apresentam os espectros de raios *X*, produzidos por equipamento com ânodo de tungstênio, transmitidos por filtros resinados de nióbio e bário respectivamente. Pode-se fazer uma comparação visual entre cada espectro levantado experimentalmente (para um filtro resinado) e o obtido por simulação computacional (para uma lâmina metálica de metal correspondente). Comparando-se, então, as Figuras 4.2 e 4.3 com as Figuras 3.3 e 3.4 respectivamente, pode-se observar que o espectro levantado para um filtro resinado é semelhante ao simulado para a lâmina metálica correspondente. As Figuras 4.4 a 4.7 permitem comparar os espectros transmitidos por filtros de molibdênio de espessuras equivalentes semelhantes, sendo um resinado e outro metálico. Os espectros mostrados nas Figuras 4.4 e 4.5 correspondem a um equipamento de raios *X* com ânodo de tungstênio; e os mostrados nas Figuras 4.6 e 4.7, a um equipamento de raios *X* de ânodo de molibdênio (equipamento mamográfico), de onde pode-se concluir, através de uma comparação visual, que os espectros fornecidos pelos filtros resinados e metálicos são bastante semelhantes.

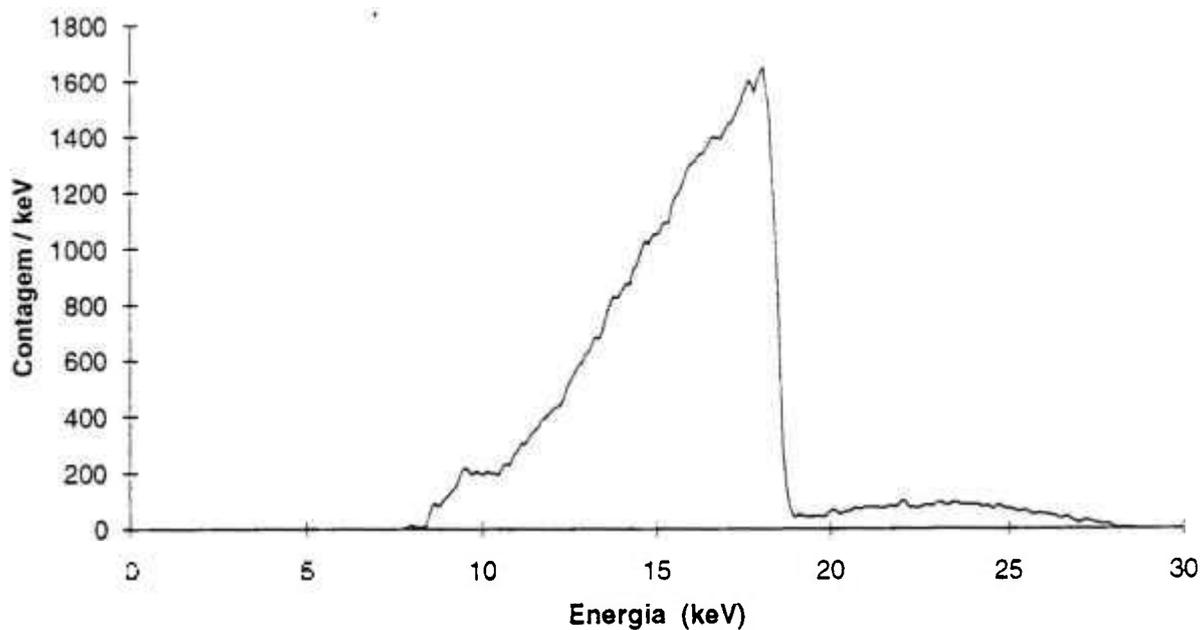


Figura 4.2 Espectro de raios X , equipamento com ânodo de tungstênio, operando a 28 kVp , transmitido por um filtro resinado de Nb , de onde se obteve a espessura equivalente de $74 \pm 3\text{ mg/cm}^2$.

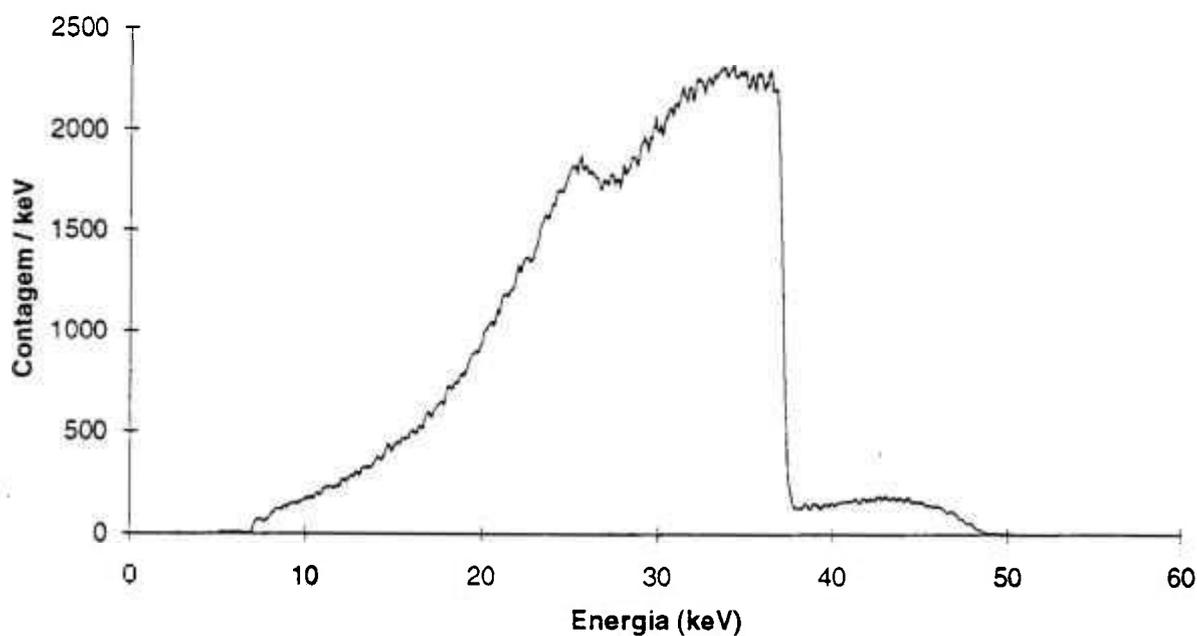


Figura 4.3 Espectro de raios X , equipamento com ânodo de tungstênio, operando a 48 kVp , transmitido por um filtro de bário resinado, de onde se obteve a espessura equivalente de $119 \pm 4\text{ mg/cm}^2$.

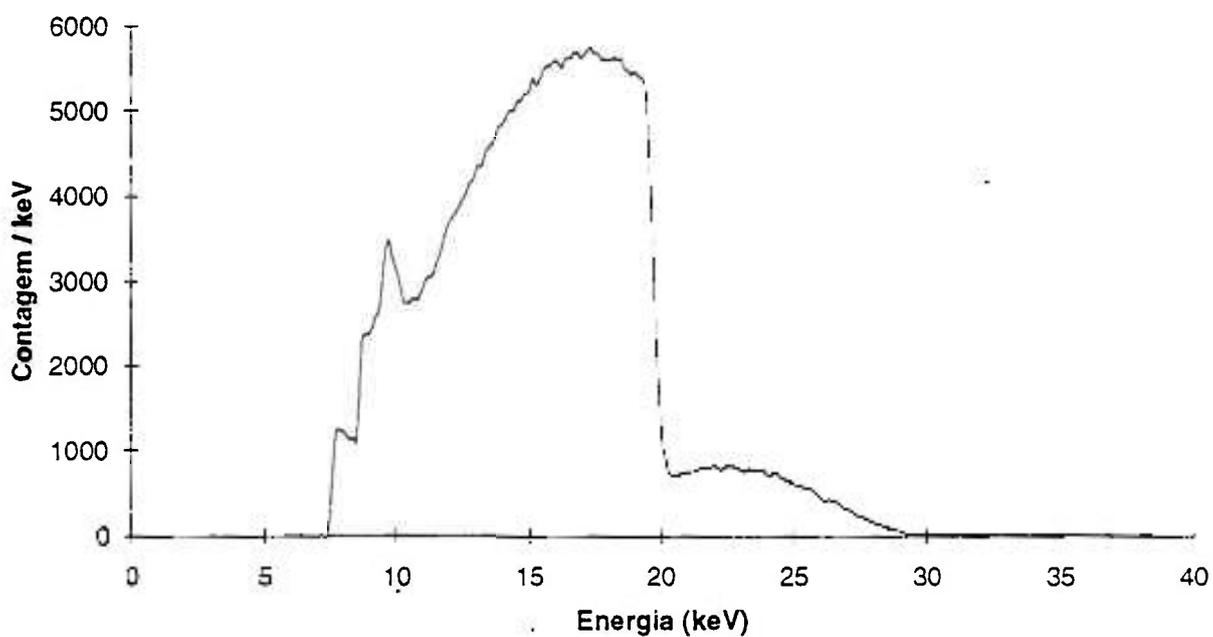


Figura 4.4 Espectro de raios X, equipamento com ânodo de tungstênio, operando a 28 *kVp*, transmitido por um filtro resinado de molibdênio, de onde se obteve a espessura equivalente de $31,6 \pm 0,6 \text{ mg/cm}^2$.

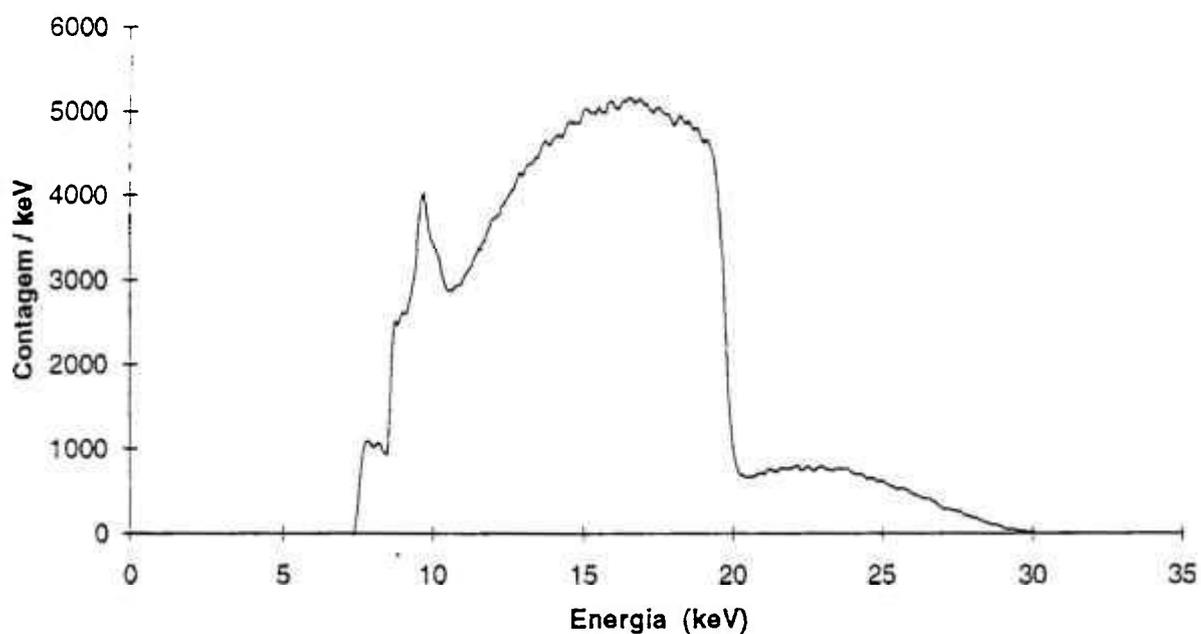


Figura 4.5 Espectro de raios X, equipamento com ânodo de tungstênio, operando a 28 *kVp*, transmitido por filtro metálico de molibdênio, de onde se obteve a espessura de $31,5 \pm 0,4 \text{ mg/cm}^2$.

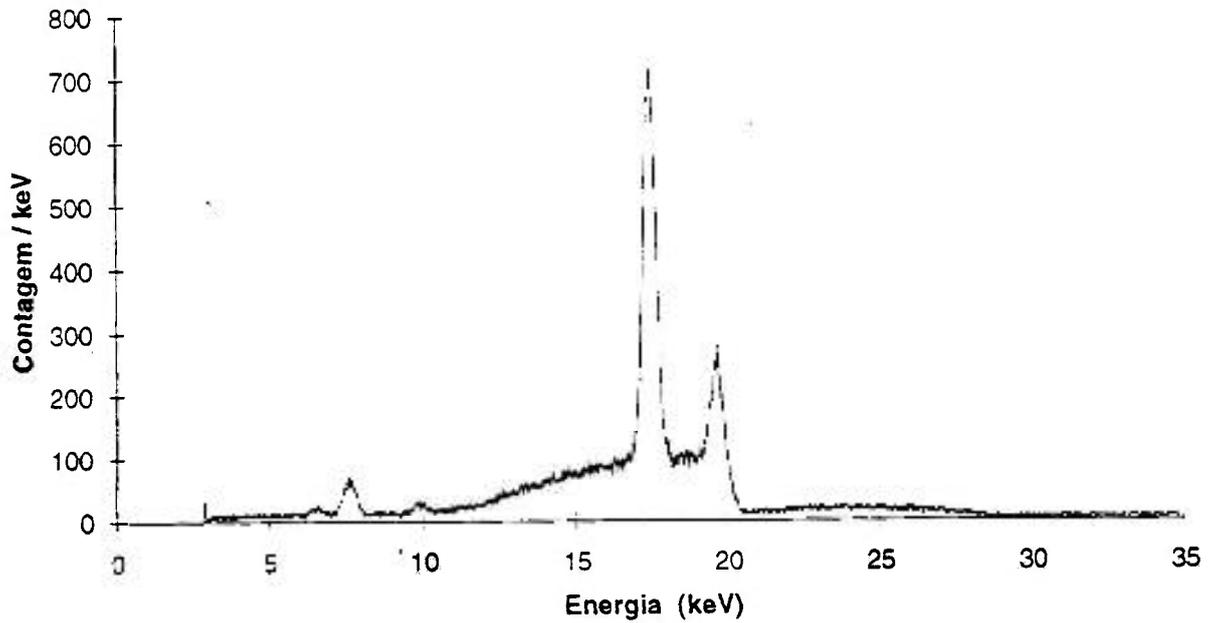


Figura 4.6 Espectro de raios *X*, equipamento com ânodo de molibdênio, operando a $28kVp$, transmitido por filtro resinado de molibdênio de $31mg/cm^2$, de espessura equivalente.

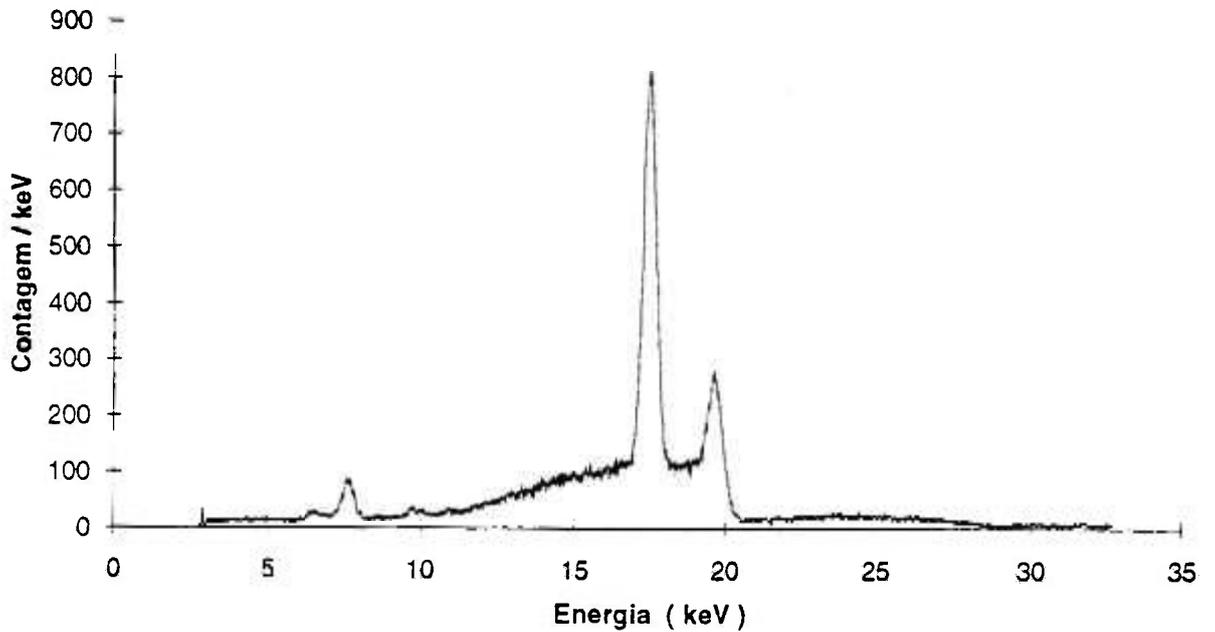


Figura 4.7 Espectro de raios *X*, equipamento com ânodo de molibdênio, operando a $28kVp$, transmitido por filtro metálico de molibdênio, de espessura $33mg/cm^2$.

4.3 Medida da variação da transmitância

Para quantificar a variação da transmitância, utilizou-se um sistema de detecção de radiação X chamado sistema CCD. Este foi composto por intensificador de imagem, conjunto de lentes, detector tipo CCD ("charge coupled device"), placa tipo analógico-digital e computador, como mostra a Figura 4.8. A resposta desse sistema (R) é linearmente proporcional à intensidade de raios X incidente no intensificador de imagem [34,35].

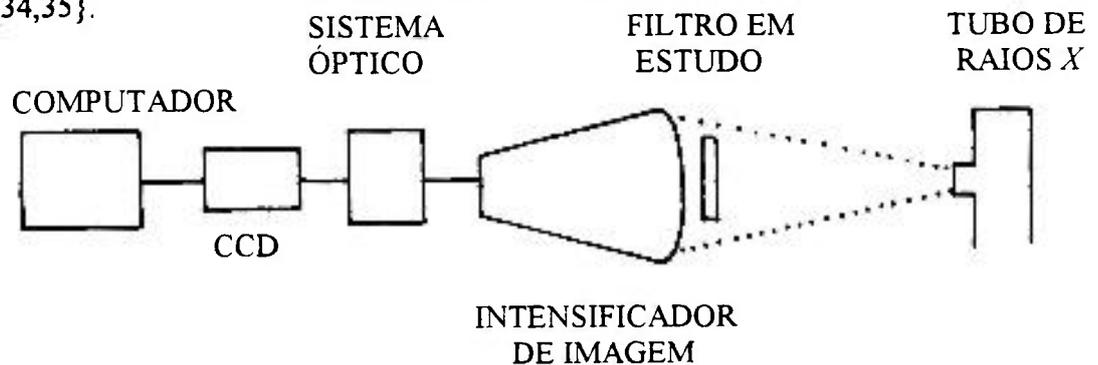


Figura 4.8. Representação do sistema utilizado para medir a variação da transmitância entre as várias pequenas áreas de um mesmo filtro, chamado sistema CCD.

O valor obtido em cada "pixel" do sistema CCD para a transmitância (T) de um filtro em estudo é proporcional à razão entre as respostas desse "pixel" com e sem esse filtro (R). A variação da transmitância ($\Delta T/T$) entre as várias pequenas áreas de um mesmo filtro é proporcional à variação da razão das respostas do sistema CCD com e sem filtro, entre todos os "pixels" considerados, simbolizada por $\Delta R/R$. Pode-se escrever que a variação da transmitância ($\Delta T/T$) é dada por

$$\frac{\Delta T}{T} = \frac{\alpha}{\sqrt{a}} \frac{\Delta R}{R} \quad (4.1)$$

onde

α é uma constante de proporcionalidade e vale $1mm$, quando a unidade de área é mm^2 ;
 a é a área do filtro que corresponde a um "pixel" do sistema CCD (utilizou-se $a = 0,09mm^2$); e

ΔR é o desvio padrão das razões (R) das respostas obtidas em cada "pixel".

Cada "pixel" do CCD apresenta uma certa sensibilidade, e, mesmo quando o CCD é iluminado uniformemente, a resposta do sistema apresentará diferença de "pixel" para "pixel". Quando se tem uma amostra uniforme, o fato de a distribuição espacial dos raios X não ser completamente uniforme faz com que a resposta do sistema CCD apresente diferença de "pixel" para "pixel". Quando se faz a razão entre as respostas do sistema com e sem amostra para obter-se a transmitância, está-se, teoricamente, eliminando essas duas contribuições para a flutuação da resposta entre os "pixels" do sistema CCD. A Tabela 4.2 mostra a variação da transmitância para alguns filtros resinados, obtidas com o sistema CCD.

TABELA 4.2

Variação da transmitância medida para alguns filtros resinados

FILTRO RESINADO	$\Delta T/T$
Nb	14,7
Mo	14,7
Ba	15,0
La	14,0

Nota: $\Delta T/T$ foi medida através do sistema CCD, utilizando-se (4.1).

Como referência, mediu-se a $\Delta T/T$ para um filtro metálico de molibdênio (99,9% de pureza) e obteve-se 13,0%. As Figuras 4.9 e 4.10 mostram a variação das razões das respostas do sistema CCD ($\Delta R/R$) "versus" número do "pixel" para os filtros de molibdênio metálico e resinado respectivamente. A observação desses gráficos permite identificar que a variação da transmitância obtida para o filtro metálico não era de natureza aleatória, própria de irregularidades da estrutura, mas sim, de natureza periódica, repetindo-se a cada nove "pixel"; por outro lado, no gráfico correspondente ao filtro resinado, identifica-se uma flutuação aleatória sobreposta a uma periódica. Uma vez que se sabe que a flutuação periódica corresponde à variação de transmitância de 13,0%, faz-se uma decomposição dessas flutuações utilizando-se (4.2) e encontra-se que os valores mostrados na Tabela 4.2 devem ser subtraídos de aproximadamente 5,0%, obtendo-se para o filtro resinado de molibdênio uma variação da transmitância de 9,7%. Esses resultados serão discutidos no Capítulo 5.

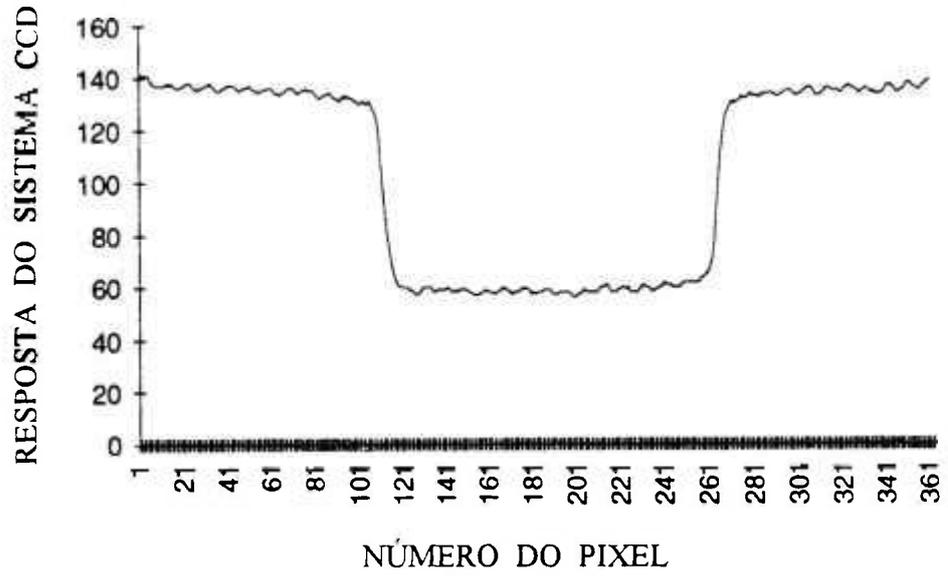


Figura 4.9. Resposta do sistema CCD "versus" número do "pixel" quando a amostra é um filtro de molibdênio metálico.

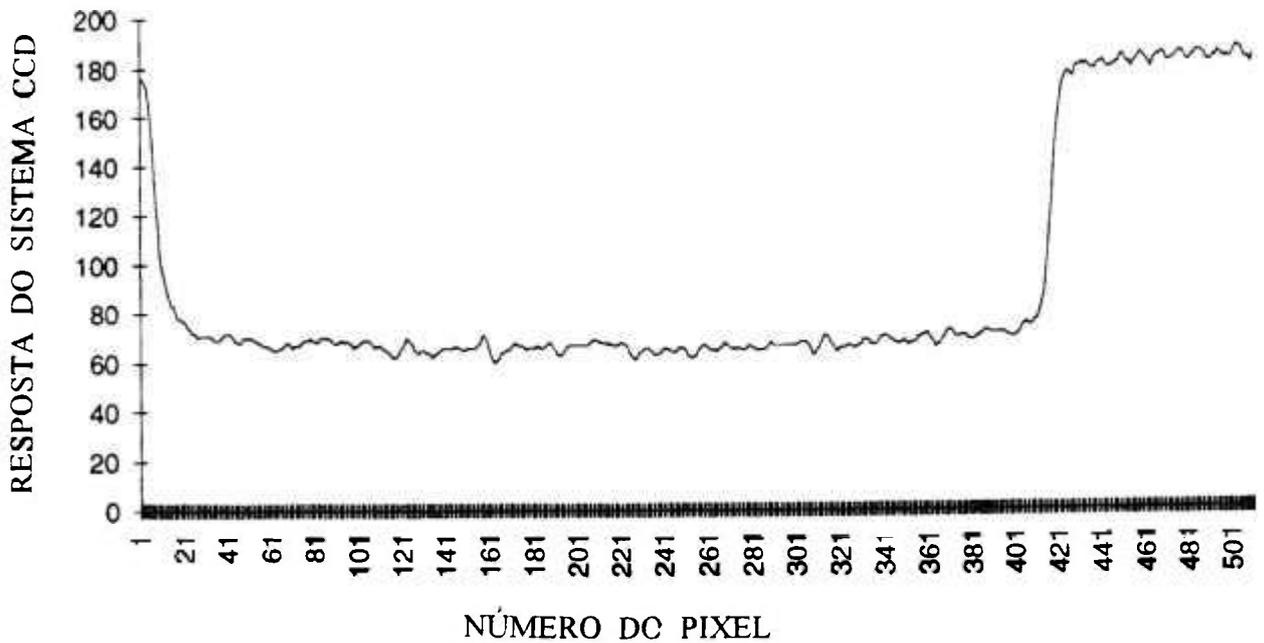


Figura 4.10. Resposta do sistema CCD "versus" número do "pixel" quando a amostra é um filtro de molibdênio resinado.

4.4 Estudo radiográfico dos filtros resinados

Com um equipamento mamográfico, de ânodo de molibdênio e ponto focal de 0.35 mm , realizaram-se estudos radiográficos de alguns filtros resinados. As Figuras 4.12, 4.13 e 4.14 correspondem aos estudos dos filtros de molibdênio resinado e metálico, sendo as duas primeiras obtidas de acordo com a montagem representada na Figura 4.11, onde os filtros de molibdênio foram colocados, um por vez, na saída do tubo, a 5 cm do foco e a 55 cm do sistema tela-filme. Para comparar a estrutura dos filtros de molibdênio metálico e resinado, radiografaram-se os dois filtros lado a lado, colocando-os em contato com o sistema tela-filme, e obteve-se a Figura 4.14.

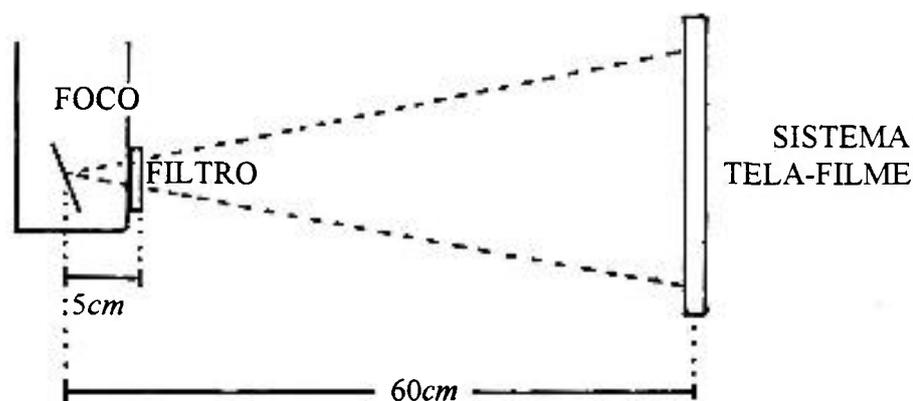


Figura 4.11 Representação da montagem para radiografar os filtros de molibdênio com o equipamento mamográfico.

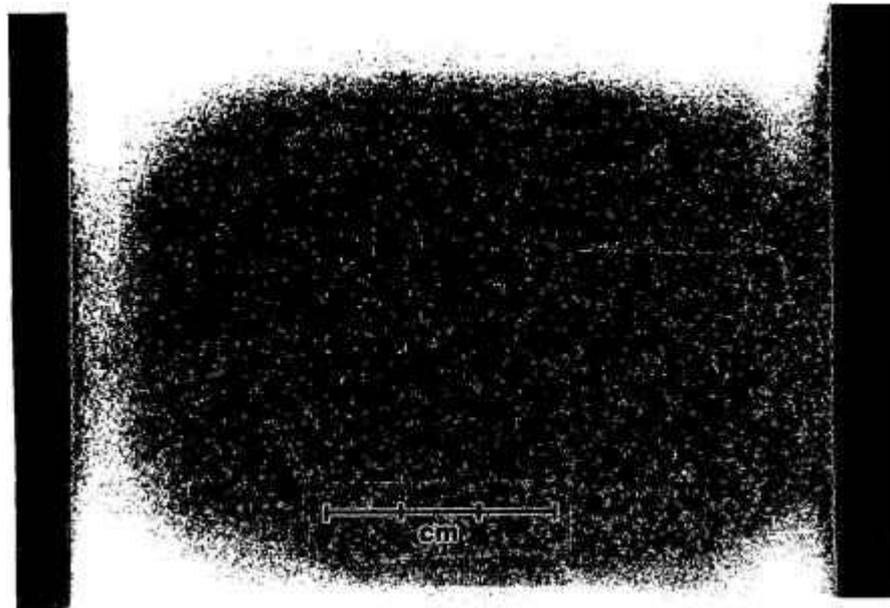


Figura 4.12 Radiografia do filtro de molibdênio metálico obtida com o equipamento mamográfico.

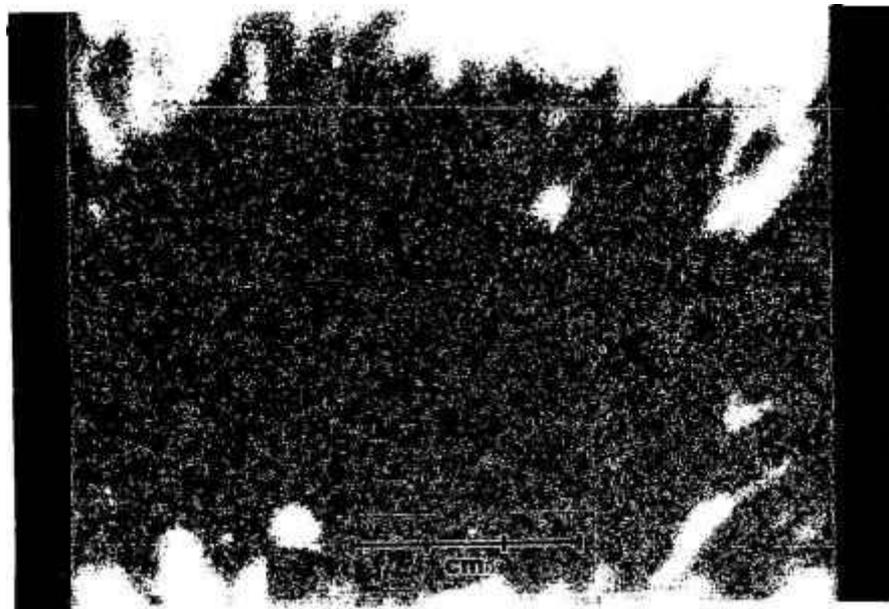


Figura 4.13 Radiografia do filtro de molibdênio resinado obtida com o equipamento mamográfico.

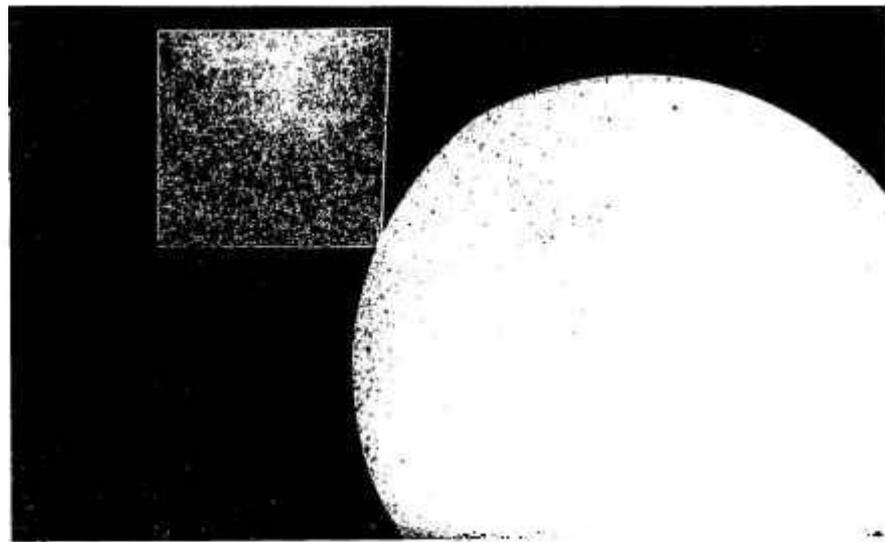


Figura 4.14 Radiografia das estruturas dos filtros de molibdênio metálico (forma quadrada) e resinado (forma circular) obtida com o equipamento mamográfico.

Com um equipamento de raios X de ânodo de tungstênio, realizaram-se estudos radiográficos de alguns filtros resinados. Vêm-se, a seguir, as radiografias obtidas de acordo com a montagem mostrada na Figura 4.15, onde o equipamento apresentava ponto focal de $1,4\text{mm}$; a Figura 4.16 corresponde a um filtro resinado de bário; e a Figura 4.17, a um filtro resinado de lantânio.

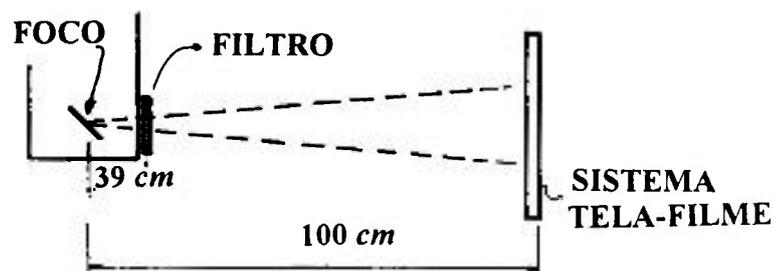


Figura 4.15 Representação da montagem para radiografar os filtros resinados com equipamento de ânodo de tungstênio de $1,4\text{mm}$ de ponto focal.



Figura 4.16 Radiografia de um filtro resinado de bário obtida com um equipamento de ânodo de tungstênio e ponto focal 1,4mm.



Figura 4.17 Radiografia de um filtro resinado de lantânio obtida com um equipamento de ânodo de tungstênio e ponto focal de 1,4mm.

5 Análise dos Resultados

Quando se obteve a média da espessura equivalente dos filtros resinados de molibdênio e lantânio, expressa em unidades de massa por área (mg/cm^2) na Tabela 4.1 _antes de os filtros sofrerem redução no processo de torneamento_, encontrou-se um valor aproximadamente 40% menor do que a quantidade de massa do pó que caracteriza o filtro colocada por unidade de área. Essa diferença pode ser explicada considerando-se que a transmitância T de um filtro não varia linearmente com a sua espessura x ; assim, apenas para uma radiação monocromática e para uma lâmina metálica pura e de espessura constante é que medindo T pode-se calcular diretamente x através de (2.3). Observações microscópicas dos filtros resinados de molibdênio mostraram muitos grãos de dimensões menores do que $10\mu m$; no entanto observaram-se, facilmente, grãos de dimensões que variam de 40 a $100\mu m$ e raros grãos de, no máximo, $180\mu m$. Apenas essa observação de que os grãos que constituem os filtros resinados apresentam diâmetro variável justifica o fato de a medida de x (em unidades de massa por área) ser menor do que a massa colocada por unidade de área, mesmo que se utilizasse um feixe de raios X monocromático. A título de ilustração, demonstra-se, matematicamente, que se uma lâmina metálica de molibdênio apresentar metade da sua superfície com espessura de $5\mu m$ e a outra metade com espessura de $80\mu m$, medidas com um micrômetro, os valores médios das transmitâncias, imediatamente antes e após a descontinuidade fotoelétrica, seriam de 0,6329 e 0,3400, que corresponderiam às espessuras de 33 e $14\mu m$ respectivamente, resultando no valor médio de espessura de $23\mu m$; no entanto a média das espessuras obtidas com um micrômetro indicaria o valor de $42\mu m$.

Ao se compararem os espectros transmitidos pelos filtros resinados (obtidos com o sistema do detector de germânio), mostrados nas Figuras 4.2 e 4.3, com as simulações dos espectros transmitidos por lâminas puras do elemento que caracteriza o filtro, apresentadas nas Figuras 3.3 e 3.4 observa-se que eles apresentam formas semelhantes. Também são semelhantes os espectros transmitidos por filtros de molibdênio resinado e metálico, obtidos com o sistema do detector de germânio, como demonstra a comparação entre as Figuras 4.4 e 4.5 e entre as Figuras 4.6 e 4.7. No entanto sabe-se que a variação da espessura de um filtro resinado ($\Delta x/x$) é igual à flutuação do número de grãos ($\Delta N/N$), isto significa que a própria estrutura granular dos filtros resinados implica uma incerteza na medida de x , o que faz com que os diversos espectros transmitidos pelas várias pequenas áreas de um mesmo filtro não sejam iguais.

As medidas da variação da transmitância obtidas com o sistema CCD _com os valores da Tabela 4.2 já corrigidos, ou seja, sem a contribuição periódica produzida pelo próprio sistema de medida_ apresentam a mesma ordem de grandeza dos valores previstos para a variação da transmitância, devido à flutuação do número de grãos, conforme a

equação (3.8). Isso significa que a variação da transmitância medida é a causada pela estrutura granular dos filtros resinados; e, para melhorar o desempenho dos filtros resinados (o que implicaria diminuir $\Delta T/T$), é fundamental que se utilizem grãos de menor dimensão.

O estudo radiográfico dos filtros mostrou que, na região de mamografia, onde se requer elevada resolução na imagem, os filtros resinados de molibdênio apresentam "macro-estruturas", quando comparadas com a estrutura interatômica dos filtros metálicos (Figura 4.14), que causam variação na transmitância e, conseqüentemente, produzem imagens no sistema tela-filme, com variações visíveis de enegrecimento (Figura 4.13). Já na região correspondente ao radiodiagnóstico de tórax (tubo de raios X com ânodo de tungstênio, ponto focal de $1,4mm$), as radiografias dos filtros resinados apresentaram menores flutuações de densidade, como era de se esperar, pois a resolução desse sistema é menor do que a de qualquer sistema mamográfico.

6. Conclusões

A medida da variação da transmitância entre as várias pequenas áreas que compõem um filtro constitui um dos parâmetros mais importantes na avaliação dos filtros resinados, e seu resultado demonstrou estar de acordo com o esperado, devido à flutuação do número de grãos que constituem os filtros resinados. As imagens radiográficas dos filtros resinados, obtidas com um equipamento mamográfico _sistema com alta resolução_, acusaram as flutuações de transmitância medidas anteriormente, através de flutuações visíveis do enegrecimento da película radiográfica, mas sabe-se que os sistemas que se utilizam de técnicas de digitalização de imagem podem eliminar tais artefatos. As observações microscópicas dos filtros resinados mostraram grãos de diversas dimensões; essa constatação justifica o fato de a espessura equivalente dos filtros resinados (medida antes do processo de torneamento em unidades de massa por área) corresponder a um valor menor do que a quantidade de massa por unidade de área colocada no filtro. Os filtros resinados forneceram espectros de transmissão semelhantes aos dos filtros metálicos; no entanto não foi realizado um estudo exaustivo nesse sentido, observando-se como variava o espectro transmitido através das várias pequenas áreas de um mesmo filtro; isso poderá constituir parte de futuras investigações. Conclui-se, então, que os filtros resinados de aresta- K constituem uma alternativa justificável de se obter radiação quase-monoenergética a partir de equipamentos de raios X , quando se pode recorrer a técnicas de digitalização de imagens, que, teoricamente, podem eliminar a flutuação da transmitância introduzida pela granulidade, ou quando se utiliza um sistema de obtenção de imagens que não apresente alta resolução, ou, ainda, quando se está interessado em observar os espectros de transmissão de vários elementos. De qualquer forma, é interessante dar continuidade a este estudo, propondo-se melhorias no método de misturar os componentes do filtro resinado e usando-se pó com granulidade menor e uniforme.

Referência Bibliográfica

- [1] ATKINS, H.L. et al. Effect of Absorption Edge Filters on Diagnostic X-Ray Spectra **Radiology**, v.115, p.431-37, May 1975.
- [2] VILLAGRAN, J.E. et al. Reduction of Patient Exposure by Use of Heavy Elements as Radiation Filters in Diagnostic Radiology **Radiology**, v.127, p.249-54, April 1978.
- [3] JENNINGS, R.J. et al. Optimal x-ray spectra for screen-film mammography. **Med. Phys.**, v.8, n.5, Sept./Oct. 1981.
- [4] BEAMAN, S.A.; LILLICRAP, S.C. Optimum x-ray spectra for mammography. **Phys. Med. Biol.**, v.27, n.10, p.1209-20, 1982.
- [5] YAMAGUCGI, C. et al. Effect of tungsten absorption edge filter on diagnostic x-ray spectra, image quality and absorbed dose to the patient. **Phys. Med. Biol.**, v.28, n.3, p.223-32, 1983.
- [6] BURGESS, A.E. Physical measurements of heavy metal filter performance. **Med. Phys.**, v.12, n.2, Mar/Apr 1985.
- [7] NAGEL, H.D. Comparison of performance characteristics of conventional and k-edge filters in general diagnostic radiology. **Phys. Med. Biol.**, v.34, n.9, p.1269-87, 1989.
- [8] DESPOND, L. et al. Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography. **Phys. Med. Biol.**, v.36, n.9, p.1165-82, 1991.
- [9] REGANO, L.J.; SUTTON, R.A. Radiation dose reduction in diagnostic x-ray procedures. **Phys. Med. Biol.**, v.37, n.9, p.1773-88, 1992.
- [10] CESAREO, R. et al. **Quasi monochromatic X-rays produced with X-ray tube through transmission and diffusion filters.** Roma, CISB/Universita Degli Studi di Roma "La Sapienza", 1993. (Relatório Interno RAP/02/93)
- [11] CESAREO, R. et al. Monoenergetic Radiation from a X-ray tube and microtomographic measurements. In: CONFERENCE RECORD OF THE 1992 IEEE NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM AND MEDICAL IMAGING CONFERENCE. **Proceedings**. Orlando, 1993. p.1295-97.

- [12] CESAREO, R.; DE ALMEIDA, A. Monochromatic X rays produced by a conventional X ray tube and by transmission and diffusion filters. In: CONGRESSO ARGENTINO CONJUNTO DE BIOENGENIERIA E FÍSICA MEDICA, 1./ CONGRESSO ARGENTINO DE BIOENGENIERIA, 8. / WORKSHOP DE FÍSICA MEDICA, 3., 1992. **Proceedings**. p.38.
- [13] CRUVINEL, P.E. Tópicos em instrumentação e imagem para a área médica. EMBRAPA-NPDIA, SÃO Carlos. (Apresentado em seminário de pós-graduação, na disciplina de FAMB/FFCLRP-USP, 1992.)
- [14] DOI, K. et al., ed. **Recent developments in digital imaging**. U.S.A., 1985.
- [15] WEBSTER, J.G., ed. **Encyclopedia of medical devices and instrumentation**. Wisconsin-Madison, John Wiley & Sons.
- [16] JONHS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The physics of radiology**. 3.ed. Illinois, Charles C. Thomas, 1974.
- [17] HAUS, A.G. et al. A method of evaluating and minimizing geometric unsharpness for mammographic X-ray units ¹. **Radiology**, v.128, p.775-78, Sept.1978.
- [18] NICKOLOFF, E.L. et al. Mammographic resolution: Influence of focal spot intensity distribution and geometry. **Med. Phys.**, v.17, n.3, p.436-47, 1990.
- [19] PASSARIELLO, R. **Elementi di Tecnologia in Radiologia e Diagnostica per Immagini**. Roma, 1990.
- [20] TER-POGOSSIAN, M.M. **The physical aspects of diagnostic radiology**., 2.ed. New York, Harper & Row, 1967.
- [21] EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas**. Rio de Janeiro, Edidora Campos, 1979.
- [22] CALICCHIA, A. et al. Effect of filtration and kVp on the energy spectrum of a mammographic X-ray beam. **Physica Medica**, v.9, supplement 1, Jun. 1993.
- [23] ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. U.S.A., John Wiley & Sons, Inc. , 1986.
- [24] HALLIDAY, D.; RESNICK, R. **Física**. Rio de Janeiro, Ao Livro Técnico S.A., 1966.

- [25] JENNINGS, R.J. Programas de simulações (i) de espectros produzidos por equipamentos de raios X com ânodo de tungstênio; (ii) de coeficientes de atenuação e (iii) de espectros filtrados. Medical Physics Division/University of Wisconsin Medical School, Madison, Wisconsin. (Cedido pelo próprio autor, por ocasião de sua visita ao CIDRA/DFMG-USP em 1987.)
- [26] CESAREO, R. et al. Interaction of keV photons with matter and new applications. **Physics Reports**, v.213, n.3, p.117-178, 1992.
- [27] DE ALMEIDA, A. **Influência do ruído quântico em imagens radiológicas**. São Carlos, 1990. 110p. Tese (Doutorado) Instituto de Física e Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- [28] BEVINGTON, P. R. **Data reduction and error analysis for the physical sciences**. U.S.A., McGraw-Hill, Inc. 1969.
- [29] WEAST, R.C., ed. **Handbook of chemistry and physics**. 56.ed. Cleveland/Ohio, CRC PRESS, 1975.
- [30] AMOROSA, M. **Principi di tecnica farmaceutica**. Libreria Universitaria Zinarelli, 1983.
- [31] RAGAZZI, E. **Complementi di galenica pratica**. Padova, Libreria Cortina Padova, 1979.
- [32] KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. Michigan, John Wiley & Sons, 1979.
- [33] PUGH, N.D. et al. Temporal instabilities associated with a planar high purity germanium detector. **Phys. Med. Biol.**, v.35, n.5, p.625-32, 1990.
- [34] BRUNETTI, A.; DE ALMEIDA, A. Introduction to image intensifier systems. Apresentado ao College on Medical Physics, Trieste, 1992.
- [35] KARELLAS, A. et al. Charge coupled device detector: performance considerations and potential for small-field mammographic imaging applications. **Med. Phys.**, v.19, n.4, Jul/Aug. 1992.