



**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO, PESQUISA E EXTENSÃO**  
**ÁREA DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS**  
Curso de Mestrado em Nanociências

**MARCEL ZAGO BOTELHO**

**PROPRIEDADES DE ATENUAÇÃO DE NANOCOMPÓSITOS**  
**PARA USO EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

Santa Maria, RS

2009

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**MARCEL ZAGO BOTELHO**

**PROPRIEDADES DE ATENUAÇÃO DE NANOCOMPÓSITOS  
PARA USO EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em  
Nanociências do Centro Universitário Franciscano de  
Santa Maria como requisito parcial para obtenção do  
título de Mestre em Nanociências.

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> **ROSELI KUNZEL**

Santa Maria, RS

2009

**CENTRO UNIVERSITÁRIO FRANCISCANO**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO, PESQUISA E EXTENSÃO**  
**CURSO DE MESTRADO EM NANOCIÊNCIAS**

A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO-ASSINADA, APROVA A DISSERTAÇÃO:

**PROPRIEDADES DE ATENUAÇÃO DE NANOCOMPÓSITOS**  
**PARA USO EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

Elaborada por:

MARCEL ZAGO BOTELHO

COMISSÃO EXAMINADORA

---

Profa. Dra. Roseli Kunzel - UNIFRA

Presidente

---

Prof. PhD. Evamberto Garcia de Góes - FURG

---

Prof. Dr. Carlos Pérez Bergmann - UFRGS

Santa Maria-RS, 30 de março de 2009.

**“A cada dia que vivo, mais me convenço de que o desperdício da vida está no amor que não damos, nas forças que não usamos, na prudência egoísta que nada arrisca e que, esquivando-nos do sofrimento, perdemos também a felicidade.”**

**Carlos Drummond de Andrade**

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiro a minha família que com amor, dedicação e carinho me ajudou a enfrentar mais esse obstáculo de minha vida. Principalmente a minha mãe, que sempre foi uma pessoa em quem me inspirei e admirei por seu caráter, lealdade e amor em tudo que faz.

A minha namorada Kika por me dar força e amor, e saber compreender às vezes em que não pude estar ao seu lado.

A Prof. Dra. Roseli Kunzel pela orientação competente, que sabendo de minhas dificuldades devido à disponibilidade de tempo, possibilitou e incentivou a continuidade deste trabalho.

As Professoras Solange Fagan e Marta Alves pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

A Ana Paula Schwarz e ao Fernando Machado pelo auxílio com os óxidos nanométricos.

A Clínica Radiológica Caridade (DIX) por permitir o uso de suas instalações e equipamentos para o desenvolvimento deste trabalho.

Gostaria de agradecer ao Laboratório de Materiais Cerâmicos da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) na figura do Prof. Carlos Bergmann.

Ao Laboratório de Química do Estado Sólido (LQES) do Instituto de Química da Unicamp na pessoa do professor Oswaldo Luiz Alves, chefe do LQES por ter possibilitado os experimentos.

A Isabel do Laboratório de Nanotecnologia da UNIFRA, pelo apoio na produção das amostras.

Ao meu filho Pietro, fonte da minha inspiração, pelo amor e carinho.

A todas as pessoas que de alguma forma me apoiaram para o desenvolvimento deste trabalho.

“Um muito Obrigado”

## ***RESUMO***

Este estudo tem por objetivo determinar as propriedades de atenuação de nanocompósitos na faixa de energia entre 20 e 120 keV. Com o propósito de avaliar a eficiência dos materiais nanoestruturados na atenuação da radiação os resultados obtidos serão comparados aos dados obtidos com o mesmo material na forma não-nanoestruturada. Os materiais nanoestruturados são caracterizados por terem um tamanho de cristalito inferior a 100nm e apresentar propriedades diferenciadas em relação aos materiais convencionais. Os nanocompósitos utilizados neste trabalho foram obtidos a partir da agregação de nanopartículas de óxido de cobre (CuO) e óxido de zinco (ZnO) a cera de abelha alvejada. A concentração de nanopartículas nos compostos foi variada entre 5% e 10%. Para fins de comparação, o óxido de cobre e o óxido de zinco, na forma não-nanoparticulada também foram agregados na mesma proporção que os materiais nanoestruturados a cera de abelha alvejada. Foram produzidas amostras com dimensões 10 cm x 10 cm e 2 mm de espessura. As propriedades de atenuação destas amostras foram avaliadas em feixes de raios X produzidos por um equipamento de radiologia convencional, e por um equipamento clínico de mamografia. Na região de radiologia convencional foram realizadas medições de kerma no ar para diferentes espessuras de material para feixes de raios X gerados nas tensões de 60 e 102 kV. Os resultados obtidos mostraram uma leve tendência de maior atenuação da radiação pelo o óxido de cobre na forma nanométrica que o óxido de cobre na forma não-nanométrica. Observou-se uma tendência de maior atenuação pelo óxido de zinco na forma não-nanoparticulada. A atenuação da radiação para feixes de mamografia foi avaliada nas tensões de 22, 26 e 30 kV. Os dados obtidos mostraram que para o óxido de cobre na forma nanométrica a atenuação da radiação é maior em até 23% com relação às estruturas na forma não-nanométrica. Para o óxido de zinco a atenuação para o material não-nanométrico foi superior em até 7% relativo às estruturas na forma nanométrica. Os resultados obtidos neste trabalho sugerem que os materiais nanoestruturados mostram um grande potencial para aplicação em proteção radiológica, pois podem ser facilmente incorporados a diferentes compostos possibilitando o desenvolvimento de novos materiais.

**Palavras-chave:** Proteção Radiológica, Mamografia, Radiologia Convencional, Nanocompósitos

## ***ABSTRACT***

The aim of this study is to evaluate the attenuation properties of the nanocomposites in the energy range between 20 and 120 keV. In order to evaluate the efficiency of nanostructured materials in the attenuation of radiation the results will be compared to data obtained with the same material in the non-nanostructured form. The nanostructured materials are characterized by having a size of crystallites less than 100nm, and shows different properties with respect to conventional materials. The nanocomposites used in this study were produced through the aggregation of nanoparticles of copper oxide (CuO) and zinc oxide (ZnO) to beeswax. The concentration of nanoparticles in the composite was varied between 5% and 10%. For comparison purpose the copper oxide and zinc oxide in a non-aggregated nanoparticles were also aggregated in a non-nanoparticulated form to beeswax in the same proportion as for nanostructured materials. Samples were produced with dimensions 10 cm x 10 cm and 2 mm in thicknesses. The attenuation properties of the samples produced were evaluated at high energy X-ray beams, emitted by a X-ray equipment used in conventional radiology, and the low energy x-ray beams are produced by a clinical mammography equipment. The air kerma values, for different material thicknesses, were measured with an ionization chamber for x-ray beam produced at 60 kV and 102 kV. Results shows that the attenuation provided by the copper oxide is slightly higher for the nanostructured materials compared with for the non-nanostructured ones. In the case of the zinc oxide, the material in the non-nanometric form shows an increasing of the attenuation relative to the nanoparticulates ones. In the mammography energy range the study was carried out for beams generated at 22, 26 and 30 kV. It is observed that the copper oxide in nanometric structure attenuate at about 23% more radiation than the same material in the non-nanoparticulate form. In the case of the zinc oxide the attenuation is higher at about 7% for the material in the non-nanometric form. This study suggest that nanostructured materials show great potential for application in radiological protection, because it can be easily incorporated into different compounds allowing the development of new materials for use in radiological protection.

**Keywords:** Radiological Protection, Mammography, Conventional Radiology, nanocomposites.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	13
2.1 Tubo de raios X.....	13
2.1.1 Catodo.....	14
2.1.2 Anodo.....	15
2.1.3 Ponto Focal.....	16
2.2 Produção de Raios X .....	17
2.2.1 Radiação Característica.....	17
2.2.2 Radiação de Freamento ou <i>Bremsstrahlung</i> .....	18
2.2.3 O Espectro de Raios X.....	18
2.3 Interação da Radiação com a Matéria.....	20
2.3.1 Efeito Fotoelétrico ou Absorção Fotoelétrica.....	20
2.3.2 Espalhamento Compton.....	21
2.3.3 Espalhamento Rayleigh.....	23
2.3.4 Coeficientes de Atenuação.....	23
2.3.5 Qualidade do Feixe de Raios X.....	25
2.4 Grandezas Dosimétricas.....	26
2.4.1 Kerma no ar (K).....	26
2.4.2 Exposição (X).....	27
2.5 Difração de Raios X.....	27
2.6 Microtomografia de Raios X (micro-Tc).....	29
2.7 Nanotecnologia.....	31
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
3.1 Preparação das Amostras.....	33
3.2 Caracterização das Amostras.....	34
3.2.1 Caracterização por Difração de Raios-X.....	34
3.2.2 Caracterização por Microtomografia de Raios X (micro-TC).....	35
3.3 Atenuação da Radiação.....	36

3.3.1 Medições de Atenuação da Radiação em Radiologia Convencional.....	37
3.3.2 Medições de Atenuação da Radiação em Mamografia.....	39
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	41
4.1 Caracterização das Amostras.....	41
4.1.1 Caracterização por Difração de Raios X.....	42
4.1.2 Caracterização por Microtomografia de Raios X (micro-TC).....	43
4.2 Atenuação da Radiação.....	46
4.2.1 Atenuação da Radiação em Radiologia Convencional.....	46
4.2.2 Medições de Atenuação da Radiação em Mamografia.....	50
5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS.....	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57

## 1. INTRODUÇÃO

A crescente utilização da radiação ionizante tanto para o tratamento quanto para o diagnóstico de doenças acarreta na preocupação com a proteção radiológica, dada a necessidade de se garantir que os limites de doses tanto de indivíduos ocupacionalmente expostos quanto de indivíduos do público sejam respeitados (CNEN, 2005). A utilização de barreiras protetoras e de dispositivos de proteção individual (EPI's) torna-se, desta forma, imprescindível nos estabelecimentos que fazem uso de radiações ionizantes.

O desenvolvimento de materiais alternativos para aplicações em proteção radiológica tem motivado diversos estudos com o objetivo principal de minimizar custos e servir como alternativa em projetos de blindagem e no desenvolvimento de EPI's que sejam eficientes na absorção da radiação e, principalmente, mais leves que aqueles disponíveis atualmente para o uso na rotina clínica (ARCHER *et al.*, 1994; NCRP 147, 2004).

Diversos trabalhos publicados na literatura mostram os esforços de muitos pesquisadores no sentido de desenvolver novos materiais para proteção contra os efeitos danosos das radiações ionizantes. A eficiência na atenuação da radiação por materiais poliméricos tem motivado diversos estudos (FENG *et al.*, 2002; LIN *et al.*, 2000; LIU *et al.*, 2004; FAN *et al.*, 2008). Dentre os compostos poliméricos avaliados estão os compostos BaPbO<sub>3</sub> (FENG *et al.*, 2002), Pb<sup>2+</sup> (LIN *et al.*, 2000) Gd (LIU *et al.*, 2004) e o composto BaPbO<sub>3</sub>/Al (FAN *et al.*, 2008). Na análise de Fan e colaboradores (2008) foram utilizados raios gama( $\gamma$ ) com energia de 662 KeV do <sup>137</sup>Cs e raios X com energia média de 250 keV. Os resultados experimentais mostraram que, comparando com o alumínio, o coeficiente de atenuação de massa ( $\mu/\rho$ ) do composto BaPbO<sub>3</sub>/Al aumentou em 40,63% para fótons de raios X e 14,74% para fótons de raios  $\gamma$ .

A aplicação de materiais cerâmicos em projetos estruturais de cálculo de blindagem também tem motivado diversos estudos (KOBAYASHI *et al.*, 1997; AMRITPHALE *et al.*, 2007; NAVEER *et al.*, 2006). A investigação realizada por Kobayashi e colaboradores (1997) mostrou que o carboneto de tungstênio possui excelentes propriedades para aplicação em radioproteção. Além disso, este material possui densidade cerca de cinco vezes maior do que a densidade do alumínio. Amritphale e colaboradores (2007) avaliaram as propriedades de atenuação dos compostos poliméricos de bauxita vermelha e verificaram que estes podem ser utilizados como materiais alternativos para cálculos estruturais em instalações clínicas que possuem equipamento de tomografia computadorizada.

O propósito para o desenvolvimento de novos materiais atenuadores é a obtenção de compostos mais leves, flexíveis, resistentes, de menor custo e com propriedades de atenuação semelhantes, ou maiores, ao chumbo, que é o material padrão utilizado atualmente. A leveza e a

flexibilidade são importantes principalmente no desenvolvimento de dispositivos de proteção individuais que devem ser usados pela equipe clínica em procedimentos radiológicos nos quais ficam diretamente expostos à radiação, tais como em radiocirurgias, exames de fluoroscopia entre outros. O interesse nesse caso seria a incorporação do material atenuador em tecidos ou latex, como por exemplo, na fabricação de luvas e aventais que permitisse maior flexibilidade na manipulação dos instrumentos cirúrgicos por parte da equipe clínica envolvida.

Além da área hospitalar, a busca por materiais com boa eficiência de atenuação para diferentes tipos de radiação, tais como partículas alfa, raios X, raios  $\gamma$ , elétrons, nêutrons e prótons é de extrema importância em tecnologias espaciais e na fabricação de aeronaves, uma vez que os dispositivos eletrônicos e a tripulação pode estar exposta a diversas formas de radiação (TAYLOR, 2007). Os dispositivos eletrônicos podem ser danificados devido à exposição à radiação ionizante. Os materiais convencionais usados para blindagem de radiações ionizantes apresentam baixa resistência mecânica para serem utilizados em aplicações espaciais (FAN *et al.*, 2009). A caracterização morfológica e estrutural de materiais nanoestruturados poderia, neste caso, fornecer indicativos de materiais alternativos para blindagem que possuem alta resistência mecânica e alta eficiência na atenuação de radiações.

Neste trabalho, propomos estudar de forma inovadora uma relação entre a proteção radiológica e a nanotecnologia. Atualmente a nanotecnologia tem sido aplicada com grande êxito em muitas áreas, especialmente no desenvolvimento de novos materiais para aplicações biológicas, industriais e tecnológicas. Da mesma forma, estudos relacionados à aplicação de materiais nanoestruturados para utilização em blindagem para radiações ionizantes têm sido publicados recentemente na literatura (TAYLOR, 2007).

A aplicação de materiais nanoestruturados na blindagem contra os efeitos danosos da radiação ionizante está centrada principalmente no desenvolvimento de compostos que possuem alto poder de atenuação para diferentes tipos de radiações, tais como nêutrons, partículas alfa, partículas  $\beta$ , prótons, elétrons, raios X e raios  $\gamma$  (EL HABER *et al.*, 2008). A comparação entre as propriedades de atenuação dos materiais nanoestruturados e dos materiais empregados atualmente deve ser avaliada em função da energia da radiação a fim de determinar a sua eficiência de absorção da radiação em diferentes faixas de energia do espectro eletromagnético.

O objetivo deste trabalho é avaliar o potencial de atenuação de raios X por materiais nanoestruturados e comparar com os resultados obtidos para o mesmo material na forma não-nanoestruturada. Os materiais utilizados neste trabalho são o óxido de zinco (ZnO) e o óxido de cobre (CuO) na forma nanométrica e não-nanométrica, ambos agregados a cera de abelha alvejada. Estes óxidos na forma nanométrica possuem um grande potencial em diversas aplicações como pigmentos anti-incrustantes, catalisadores para desidrogenação, preservação de madeira, fungicida e

bactericida inorgânicos, aditivos em uma variedade de formulações de revestimentos protetores e bloqueadores solares (BERGMANN *et al.*, 2006).

No capítulo 2 são apresentados os conceitos teóricos fundamentais relacionados ao objeto de estudo deste trabalho. Serão abordados os conceitos básicos sobre os processos de produção de raios X, os processos de interação da radiação com a matéria, caracterização de materiais por meio de difração de raios X, microtomografia computadorizada e tópicos em nanotecnologia.

A metodologia experimental utilizada neste trabalho será apresentada no capítulo 3. Serão descritos os procedimentos de produção e caracterizações experimentais das amostras de materiais nanoestruturados e não-nanoestruturados. Também será apresentada a metodologia de avaliação da interação da radiação com os materiais na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada agregados a cera de abelha alvejada.

No capítulo 4 são apresentados os resultados relativos à agregação dos materiais na cera de abelha por meio de difração de raios X e imagens de microtomografia. Por fim são comparados e discutidos os resultados de atenuação obtidos para os materiais nanoestruturados com os resultados obtidos para os mesmos materiais na forma não-nanoparticulada, quando expostos a feixes de raios X de baixa e alta energia.

No capítulo 5 as conclusões finais e as perspectivas futuras deste trabalho são apresentadas.

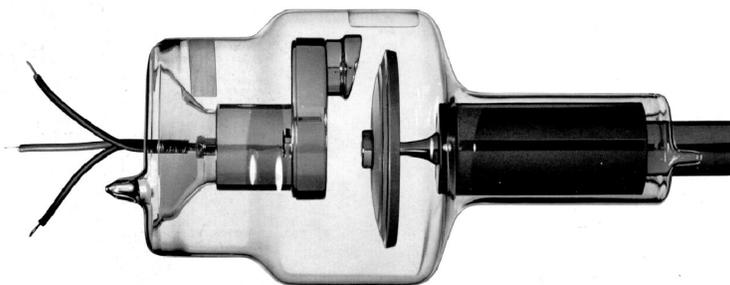
## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são apresentados os conceitos básicos sobre os processos de produção de raios X, os processos de interação da radiação com a matéria, caracterização de materiais e tópicos em nanotecnologia.

### 2.1 Tubo de raios X

Os tubos de raios X são conversores de energia. Os tubos de raios X usados atualmente tiveram origem nos tubos de Crooks (tubos de raios catódicos) com extremidades de platina ou tântalo no terminal elétrico positivo (anodo), disposto em 45° em relação ao eixo do tubo, e alumínio no terminal negativo (catodo), com extremidade livre voltada para o anodo, em forma de disco côncavo. Usando estes dispositivos, Wilhelm Conrad Röntgen descobriu os raios X, ou raios Röntgen em seus estudos realizados no Laboratório de Física da Universidade de Würzburg (WOLBARST, 1993).

Em um tubo de raios X a energia elétrica é convertida em outras duas formas de energia: radiação X e calor. A maioria das interações eletromagnéticas resultam na formação de calor embora este seja um produto indesejado, porém inevitável. Os equipamentos de raios X são projetados e construídos de maneira a maximizar a produção de raios X e a dissipar o calor tão rapidamente quanto possível. A Figura 2.1 apresenta um tubo de raios X utilizado em radiodiagnóstico.

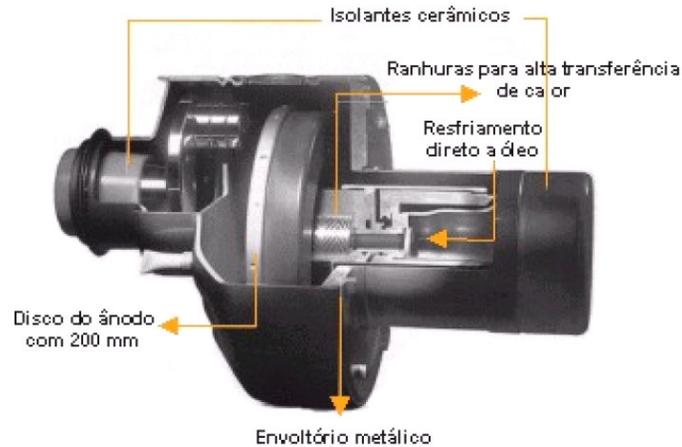


**Figura 2.1.** Tubo de raios X utilizado em radiodiagnóstico (MARCONATO, 2004).

Um tubo de raios X contém dois elementos fundamentais: o catodo e o anodo. Estes elementos estão dispostos no interior de um invólucro de vidro dentro do qual é produzido alto vácuo e mantido a pressões menores que  $1,3 \times 10^{-6}$  kPa ( $1,3 \times 10^{-8}$  atm). Este invólucro possui uma

pequena área com uma espessura de vidro menor que o restante do tubo, chamada janela, por onde saem os fótons de raios X que serão utilizados para a produção de imagens radiográficas.

O tubo de raios X é montado no interior de uma cúpula protetora (Figura 2.2), cuja função, além de oferecer suporte ao tubo de raios X, é absorver a radiação que não é utilizada na produção da radiografia. Dentro da cúpula, o tubo de raios X é imerso em óleo isolante que possui a função de proteção elétrica e dissipação térmica do anodo.



**Figura 2.2.** Tubo de raios X de envoltório metálico utilizado em radiologia (MARCONATO, 2004)

A produção de raios X ocorre quando os elétrons liberados no catodo são acelerados em direção ao anodo por uma diferença de potencial. A interação com o anodo faz com que estes elétrons sejam desacelerados rapidamente gerando os raios X e calor.

Apresentaremos a seguir as características mais importantes de alguns elementos dos tubos de raios X.

### 2.1.1 Catodo

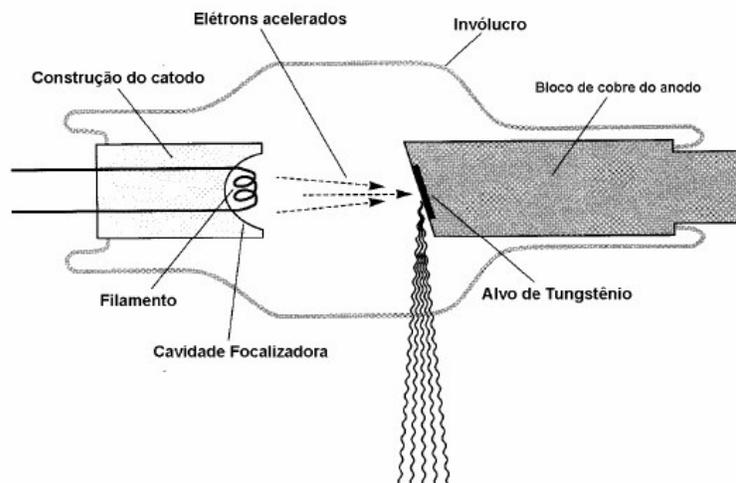
O catodo é o terminal negativo do tubo de raios X responsável pela emissão dos elétrons que serão acelerados em direção ao anodo. Ele é constituído por um ou dois filamentos, que são utilizados um de cada vez dependendo da aplicação e do dispositivo focalizador. O filamento é um fio enrolado em forma helicoidal, geralmente de tungstênio. O diâmetro deste fio é de 2 mm e a hélice tem 1 a 2 cm de comprimento e 2 a 5 mm de diâmetro. Quando uma corrente elétrica passa através deste filamento, a agitação térmica de seus átomos torna-se tão grande que provoca a emissão de elétrons para fora do fio criando uma nuvem eletrônica em volta deste. Este efeito é chamado efeito termiônico. A nuvem eletrônica criada é chamada carga espacial e será responsável pelo feixe de elétrons que será acelerado para o anodo. A temperatura necessária para produzir o efeito termiônico em uma taxa suficientemente alta para gerar os elétrons necessários é de cerca de

2200°C. Se o filamento for mantido nesta temperatura, parte do tungstênio pode evaporar e depositar-se no interior do vidro (metalização do tubo), o que pode ocasionar posteriormente problemas de isolamento interna (abertura de arco-voltaico). Assim, a corrente do tubo é mantida em um valor inferior, tal que o filamento esteja pré-aquecido antes da irradiação ocorrer, porém numa temperatura menor que a necessária no momento de exposição. Deste modo, a maioria dos equipamentos radiológicos possui botões de duas etapas para o acionamento: a primeira etapa é chamada preparo, quando a temperatura do filamento se eleva, e a segunda é chamada irradiação, quando a alta tensão entre o anodo e o catodo é acionada. Estes filamentos são montados no interior de uma cúpula focalizadora, feita de níquel e mantida sob o mesmo potencial que o filamento. Devido à geometria da cúpula, gera-se um campo elétrico entre o filamento e o anodo, o que impede a dispersão da nuvem eletrônica (JOHNS *et al.*, 1983).

### **2.1.2 Anodo**

O anodo é o terminal positivo do tubo de raios X, sendo dois tipos encontrados na radiologia diagnóstica: o anodo estacionário e o anodo giratório. Ele possui duas funções: converter a energia eletrônica em radiação X e dissipar o calor criado por este processo. Assim, o material do anodo deve ser escolhido de forma a atender estas funções. A situação ideal seria aquela onde a maioria dos elétrons criasse mais fótons de raios X do que calor. A fração do total de energia eletrônica convertida em radiação X (eficiência) depende de dois fatores: o número atômico ( $Z$ ) do material do anodo e da energia dos elétrons. Assim o anodo pode ser visto em duas partes: • Alvo: De material com elevado número atômico, o que garante maior número de elétrons orbitais e maior núcleo, proporcionando maior probabilidade de interações. O alvo é contido por um eixo de suporte; o qual é um material com boa condutividade e capacidade térmica, apresentando volume muito maior que o alvo para este propósito. A maioria dos tubos de raios X para diagnóstico utiliza o tungstênio como alvo, pois possui um número atômico alto ( $Z=74$ ) e sua eficiência na produção de raios X é razoavelmente grande. Tem um alto ponto de fusão (3380 °C) e uma baixa pressão de vapor (ou seja, poucos átomos de tungstênio evaporam do alvo nas temperaturas operacionais normais). Isto permite que, mesmo com um alto bombardeio de elétrons em uma área pequena do material gerando altíssimas temperaturas, o tungstênio não irá derreter nem evaporar. Atualmente, uma liga de 90% de tungstênio e 10% de rênio tem sido utilizada por combinar às propriedades já descritas, resultando em uma resistência maior a quebras ou rachaduras resultantes do ciclo térmico ao qual o material é submetido durante uma exposição. O anodo estacionário (Figura 2.3) é constituído por uma pequena placa de tungstênio de 2 a 3 mm de espessura, que está inserida num bloco de cobre. A placa de tungstênio pode ser quadrada ou retangular com dimensões maiores que 1 cm. O alvo de

tungstênio está posicionado de modo a formar um ângulo entre sua superfície e a direção de incidência dos elétrons. Estes ângulos são tipicamente da ordem de 10 a 20 graus e são utilizados para maximizar a quantidade de fótons que são emitidos na direção da janela do tubo (JOHNS *et al.*, 1983).



**Figura 2.3.** Ilustração de um tubo de raios X de anodo estacionário(adaptado de JOHNS *et al.*, 1983).

O anodo giratório consiste, em geral, de um disco de molibdênio, grafite, ou de uma combinação de ambos, com diâmetro entre 50 e 125 mm (dependendo do modelo). Na superfície deste disco encontrasse uma camada de uma liga de tungstênio e rênio, geralmente numa proporção de 90/10.

O disco deste alvo encontra-se rigidamente ligado ao rotor de um motor de indução. Este rotor encontra-se dentro do tubo e o estator do motor situa-se do lado de fora, contornando uma das extremidades do tubo. A grande vantagem na utilização de tubos de anodo giratório encontra-se no fato de que cada parte do alvo é atingida pelo fluxo de elétrons somente durante um curto intervalo de tempo. Na maioria dos equipamentos radiológicos que utilizam tubos de anodo giratório, o anodo gira cerca de 3.000 vezes por minuto.

### 2.1.3 Ponto Focal

Nem todo o anodo está envolvido na produção dos raios X. A radiação é produzida numa pequena região na superfície do anodo conhecida como ponto focal. O tamanho do ponto focal será um dos fatores limitantes do poder de resolução (ou seja, da capacidade do sistema em identificar estruturas pequenas) do equipamento. As dimensões variam entre 0,1 mm e 2 mm e os tubos são construídos para terem tamanhos específicos de ponto focal de acordo com a aplicação desejada.

Pontos focais pequenos geram imagens mais detalhadas e pontos focais grandes possuem uma melhor dissipação de calor. O tamanho e a forma do ponto focal dependem, basicamente, do tamanho do filamento e das características de construção do dispositivo de focalização do tubo. Muitos tubos de raios X possuem dois filamentos, um grande e um outro pequeno, permitindo a produção de imagens com maior ou menor poder de resolução, dependendo das necessidades do diagnóstico (JOHNS *et al.*, 1983).

## 2.2 Produção de Raios X

Os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda entre 0,01 nm a 10 nm aproximadamente. Os raios X são produzidos quando elétrons acelerados interagem com o anodo do tubo de raios X. Os elétrons são gerados por emissão termiônica no catodo e acelerados por uma diferença de potencial aplicada entre o catodo e o ânodo. A interação dos elétrons com os átomos do material do anodo resulta na conversão da energia cinética dos elétrons em energia térmica e em raios X (WOLBARST, 1993). Existem dois mecanismos de produção de raios X, dependendo do tipo de interação entre os elétrons e o alvo:

- radiação característica, que envolvem a interação entre o elétron incidente e um elétron orbital ligado ao átomo no material do alvo.
- radiação de freamento, que envolve a interação do elétron com o núcleo dos átomos do material do alvo.

### 2.2.1 Radiação Característica

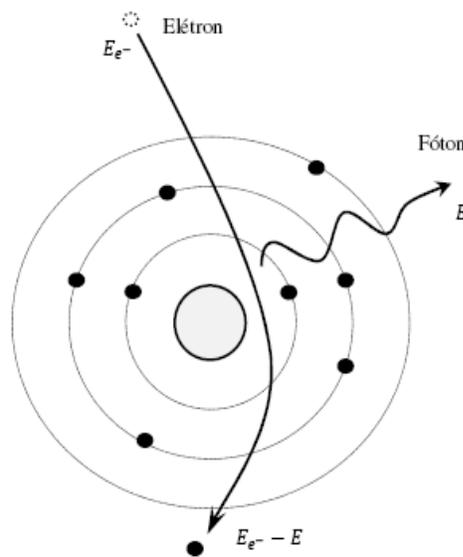
Elétrons acelerados em altas velocidades podem interagir com elétrons das camadas orbitais (representadas pelas letras *K*, *L*, *M*, etc.) de um átomo do alvo. Quando a energia do elétron incidente é superior a energia de ligação do elétron no átomo, este poderá removê-lo de sua órbita criando uma vacância. A maior probabilidade de ocorrência desse processo é para a interação do elétron incidente com elétrons ligados as camadas orbitais mais internas do átomo. Para que o átomo alcance a estabilidade, a vacância é preenchida por um elétron de um nível de maior energia proveniente de uma camada mais externa do átomo. A energia excedente nesta transição é liberada na forma de um fóton de raios X característico do elemento deste átomo. Este processo é chamado de *fluorescência*.

As linhas ou picos do espectro de energia de raios X provenientes da transição dos elétrons da camada *L* para a camada *K* são denominados de  $K\alpha$ . Os  $K\beta$  correspondem à transição da

camada M para camada K (WOLBARST, 1993). A energia dos picos de radiação característicos para tubos de raios X com alvo de tungstênio (W) é de 69,5 keV. Os raios X característicos do molibdênio (Mo) possuem energia igual a 20,00 keV. Para alvos de ródio (Rh) os raios X característicos são emitidos com energias de 23,22 keV.

### 2.2.2 Radiação de Freamento ou *Bremsstrahlung*

Elétrons em altas velocidades podem ser desacelerados ao atingir um alvo devido ao campo Coulombiano dos núcleos, emitindo assim fótons com energia aproximadamente igual à energia cinética perdida pelos elétrons nessa interação (Figura 2.4). A radiação emitida nesta interação é chamada de radiação de freamento ou *Bremsstrahlung* e é responsável pela parte contínua do espectro de energia de raios X. A energia máxima dos fótons emitidos neste processo, em keV, é igual ao potencial aplicado ao tubo de raios X.



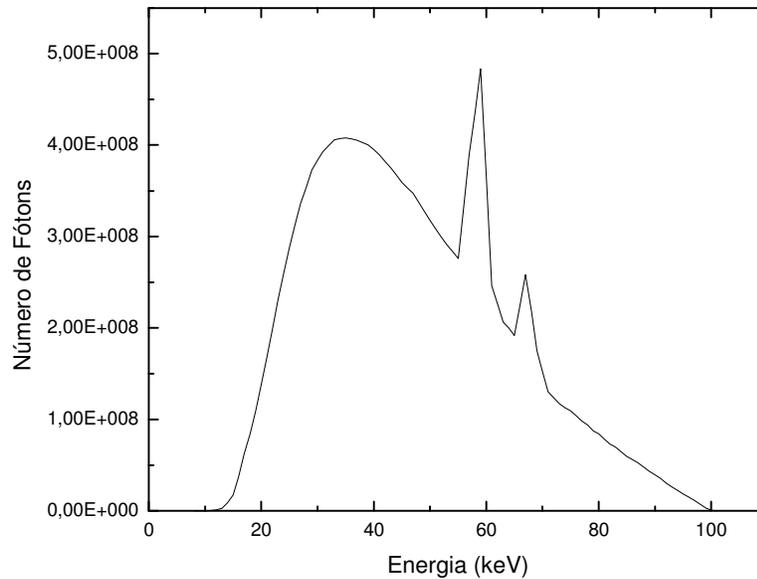
**Figura 2.4.** Produção de raios X por *Bremsstrahlung* (adaptado de JOHNS *et al.*, 1983).

### 2.2.3 O Espectro de Raios X

O espectro de raios X emitido por um sistema é fundamental para otimizar a qualidade da imagem e reduzir a dose de radiação recebida pelo paciente. O espectro corresponde a distribuição do número de fótons produzidos pelos processos de *Bremsstrahlung* e fluorescência em função da energia da radiação. A energia máxima do espectro, em unidades de keV, é igual em magnitude à tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X (kVp).

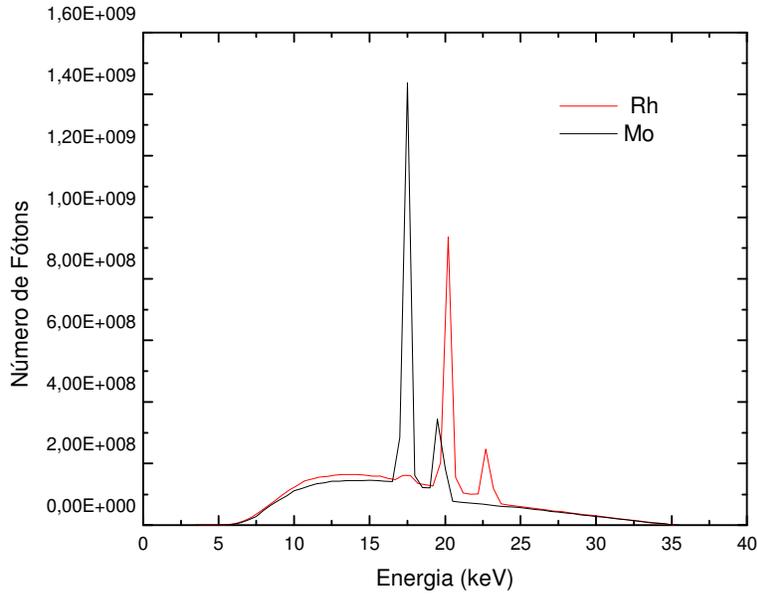
A forma do espectro emitido por um equipamento de raios X depende do material do alvo, da filtração adicional e da tensão aplicada ao tubo de raios X.

Na Figura 2.5 está ilustrado o espectro de raios X produzido por um sistema com anodo de tungstênio e tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X de 100 kV. Pode-se observar neste caso a presença dos picos de radiação característica do tungstênio e o espectro contínuo, que inicia em aproximadamente 15 keV e se estende até a energia de 100 keV.



**Figura 2.5.** Espectro de raios X produzido por um sistema com anodo de tungstênio para uma tensão de 100 kV (adaptado de KÜNZEL, 2006).

Na Figura 2.6 está ilustrado o espectro de raios X produzido por dois sistemas, um com anodo de molibdênio e outro com anodo de ródio, para a tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X de 35 kV. Para tubos de raios X com anodo de molibdênio e ródio a proporção de radiação característica relativa ao espectro produzido por um tubo com anodo de tungstênio é maior.



**Figura 2.6.** Espectro de raios X produzido por um sistema com anodo de molibdênio (curva em preto) e um sistema com anodo de ródio (curva em vermelho) para uma tensão de 35 kV (adaptado de KÜNZEL, 2006).

### 2.3 Interação da Radiação com a Matéria

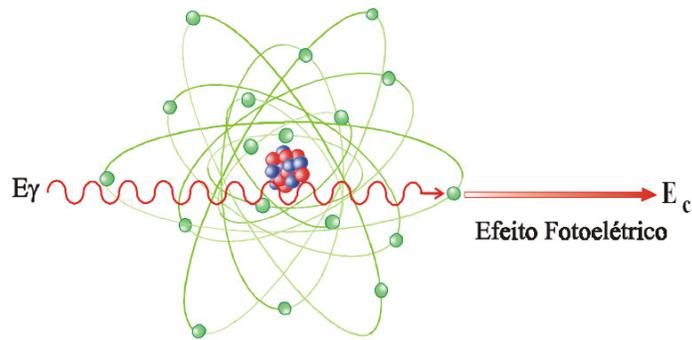
Os processos envolvidos na interação da radiação com a matéria são responsáveis pela absorção total ou parcial da energia e/ou mudança na trajetória de propagação dos fótons. Os principais mecanismos são: espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares e fotodesintegração. Para a faixa de energia usada neste trabalho (10 – 100 keV), somente o espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico e espalhamento Compton serão considerados.

#### 2.3.1 Efeito Fotoelétrico ou Absorção Fotoelétrica

No efeito fotoelétrico, a energia total do fóton é transferida para um elétron orbital, o qual é ejetado do átomo com uma energia cinética correspondente a diferença entre a energia do fóton ( $h\nu$ ), menos a energia de ligação do elétron na camada orbital ( $B_e$ ) da qual é ejetado (Figura 2.7):

$$E_c = h\nu - B_e, \quad (2.1)$$

onde  $h$  é a constante de Planck,  $\nu$  é a frequência da radiação e  $B_e$  é a energia de ligação do elétron orbital.



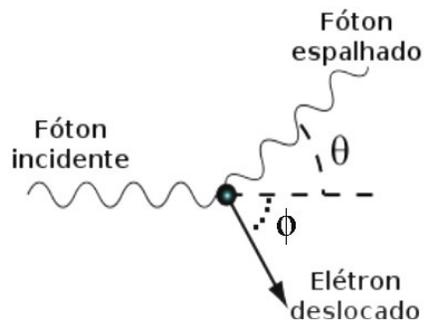
**Figura 2.7.** Ilustração do efeito fotoelétrico (TAUHATA *et al.*, 2003).

O efeito fotoelétrico predomina na região de baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico ( $Z$ ). A probabilidade de interação é dada pela seção de choque fotoelétrica. Na região de energia menor que 100 keV o coeficiente de atenuação fotoelétrico, em unidades de  $\text{cm}^2/\text{g}$ , pode ser expresso como (ATTIX, 1986):

$$\frac{\tau}{\rho} \cong \left( \frac{Z}{h\nu} \right)^3 \quad (2.2)$$

### 2.3.2 Espalhamento Compton

O espalhamento Compton ocorre quando um fóton com comprimento de onda  $\lambda$  interage com um elétron livre ou fracamente ligado, provocando uma transferência de energia cinética ao elétron, que é deslocado por um ângulo  $\phi$ , conforme ilustra a Figura 2.8. O fóton também sofre um espalhamento de um ângulo  $\theta$  em relação ao ponto onde aconteceu a interação.



**Figura 2.8** – Ilustração do espalhamento Compton (adaptado de JOHNS *et al.*, 1983).

Aplicando a equação da conservação de energia para esse processo obtém-se que (ATTIX, 1986)

$$h\nu_i = h\nu_f + T_e \quad (2.3)$$

onde  $h$  é a constante de Planck,  $\nu_i$  a frequência do fóton incidente e  $\nu_f$  a frequência do fóton espalhado,  $T_e$  corresponde a energia cinética do elétron após a colisão.

A energia do fóton espalhado e do fóton incidente podem ser relacionados através da seguinte equação:

$$E' = \frac{E}{1 + (E/m_0c^2)(1 - \cos\theta)} \quad (2.4)$$

Nesta equação  $m_0$  é a massa de repouso do elétron e  $c$  corresponde a velocidade da luz.

A probabilidade de interação para o efeito Compton, em unidades de  $\text{cm}^2/\text{g}$ , é dada pela seguinte expressão:

$$\frac{\sigma_{comp}}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} \sigma_e \quad (2.5)$$

$N_A$  corresponde a constante de Avogadro,  $Z$  é o número atômico e  $A$  número de gramas por mole do material. O termo  $\sigma_e$  corresponde a seção de choque total de Klein-Nishina, por elétron, e pode ser expressa como (ATTIX, 1986):

$$\sigma_e = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left[ \frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \quad (2.6)$$

onde,  $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$ , com  $h\nu$  em unidades de MeV e  $m_0c^2 = 0,511\text{MeV}$  corresponde a energia de repouso do elétron.

### 2.3.3 Espalhamento Rayleigh

O espalhamento Rayleigh ocorre com a absorção de um fóton incidente em um átomo e a sua reemissão em uma direção diferente, com um pequeno recuo do átomo, para garantir a conservação do momento. Nesse processo não ocorre a transferência de energia do fóton para o átomo. O coeficiente de atenuação para o espalhamento Rayleigh pode ser expressa como (ATTIX, 1986):

$$\frac{\sigma_R}{\rho} \cong \frac{Z}{(h\nu)^2}, \quad (2.7)$$

onde  $Z$  corresponde ao número atômico do material,  $h$  a constante de Planck e  $\nu$  a frequência do fóton incidente. O espalhamento Rayleigh é importante somente na região de energia menor que 20 keV.

### 2.3.4 Coeficientes de Atenuação

Quando um feixe de fótons de raios X monoenergético interage com um determinado material absorvedor, os fótons podem ser espalhados, absorvidos ou transmitidos através do mesmo. Para um mesmo material absorvedor com diferentes valores de espessura, o resultado da atenuação deve ser uma exponencial simples.

O coeficiente de atenuação por unidade de massa  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ , em unidades de  $\text{cm}^2/\text{g}$ , representa a probabilidade de um fóton interagir com um determinado material através dos efeitos fotoelétrico, Compton e espalhamento Rayleigh (ATTIX, 1986):

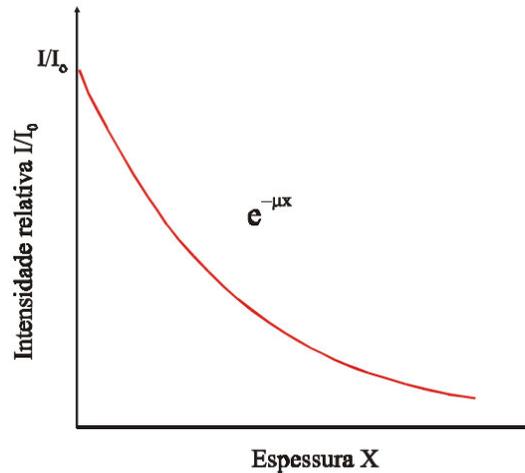
$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad (2.8)$$

onde  $\tau/\rho$  representa a contribuição na atenuação devido ao efeito fotoelétrico,  $\sigma_c/\rho$  ao efeito Compton e  $\sigma_R/\rho$  ao efeito Rayleigh. A relação entre os fótons transmitidos pelo absorvedor ( $I$ ) e os fótons incidentes para um feixe de radiação monoenergético é dado pela relação:

$$I = I_0 \exp\left(-\frac{\mu}{\rho} x\rho\right) \quad (2.9)$$

onde  $x$  representa a espessura do absorvedor, em cm, e  $\rho$  a densidade do material, em unidades de  $\text{g/cm}^3$ .

A Figura 2.9 ilustra o processo de atenuação para um feixe de radiação monoenergético com intensidade inicial  $I_0$  e final  $I$ .



**Figura 2.9** - Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura  $X$  (TAUHATA *et al.*, 2003).

Para um feixe de radiação polienergético a relação entre os fótons incidentes e transmitidos é dado por:

$$I(E) = I_0(E) e^{-\mu(E)\rho x} \quad (2.10)$$

Para qualquer composto o coeficiente de atenuação por unidade de massa corresponde à soma ponderada dos coeficientes para todos os átomos que constituem este material e pode ser expresso como:

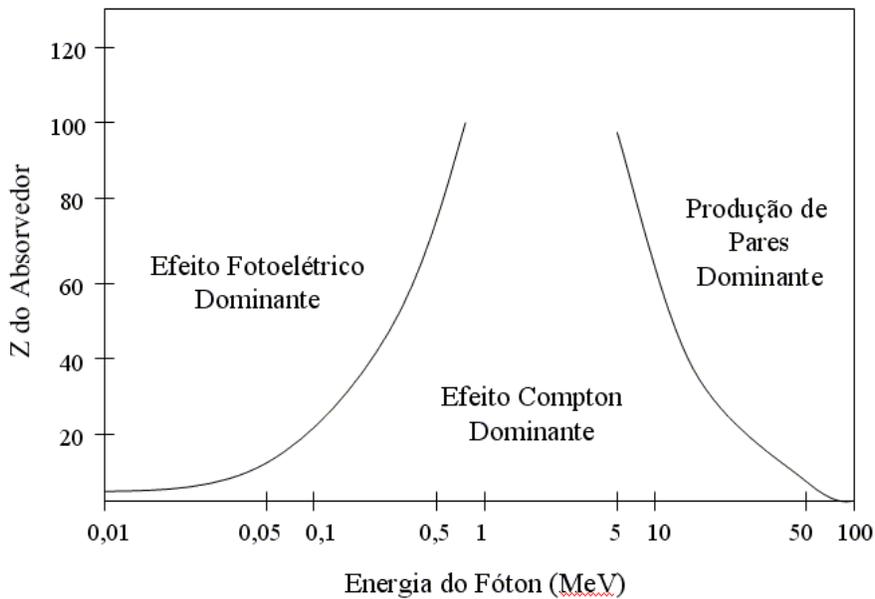
$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \sum_{i=1}^n w_i \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (2.11)$$

onde  $w_i$  representa a fração de cada um dos elementos presentes no material.

A Figura 2.10 apresenta a importância relativa dos três maiores tipos de interação da radiação X ou gama com a matéria para a variação de número atômico ( $Z$ ) e da energia dos fótons. As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energias de fótons suficientemente baixas, mas à medida que a energia cresce, o efeito fotoelétrico diminui mais

rapidamente que o efeito Compton e este acaba se tornando o efeito predominante. Continuando a aumentar a energia do fóton, ainda que o efeito Compton decresça em termos absolutos, continua aumentando em relação ao efeito fotoelétrico. Acima da energia de alguns MeV para o fóton, a produção de pares passa a principal contribuição para as interações de fótons (KNOLL, 1989).

Na faixa de energia dos processos radiográficos (20 – 125 kVp) apenas dois processos são importantes: a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton. Dependendo da energia de um fóton de raios X e do número atômico do objeto, o fóton pode interagir com o objeto tanto por efeito fotoelétrico como por efeito Compton ou simplesmente atravessar o objeto sem interagir.



**Figura 2.10.** Importância relativa dos três maiores processos de interação da radiação X ou gama com a matéria. As linhas mostram os valores de Z e de  $h\nu$  em que dois processos de interação têm igual probabilidade de ocorrer (TAUHATA *et al.*, 2003).

### 2.3.5 Qualidade do Feixe de Raios X

A qualidade do feixe de raios X é expressa como a capacidade de penetração do mesmo e pode ser expressa em termos de uma grandeza chamada camada semi-redutora (WOLBARST, 1993). A camada semi-redutora é definida como a espessura de um material específico que atenua o feixe de radiação de forma que a taxa de kerma no ar é reduzida à metade de seu valor inicial.

Considerando a lei de decaimento exponencial da radiação em função da espessura do material, a expressão para a camada semi-redutora pode ser obtida da seguinte forma:

$$I = I_0 \exp(-\mu.x) \tag{2.12}$$

em que  $\mu$  corresponde ao coeficiente de atenuação linear do material, em unidades de  $cm^{-1}$ . Para  $I = \frac{I_o}{2}$ , ou seja, quando a intensidade do feixe de radiação foi reduzido a metade da intensidade inicial pelo material atenuador, temos que:

$$\frac{I_o}{2} = I_o e^{(-\mu x_{1/2})} \quad (2.13)$$

A camada semi-redutora (CSR) é então dada por:

$$CSR = x_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (2.14)$$

Na prática a camada semi-redutora pode ser calculada através da média dos valores de kerma no ar ou exposição utilizando-se a seguinte expressão (ANVISA, 2005):

$$CSR = \frac{x_b \ln(2L_a / L_0) - x_a \ln(2L_b / L_0)}{\ln(L_a / L_b)}, \quad (2.15)$$

em que,  $L_a$  = leitura de exposição imediatamente superior a  $L_0/2$ ,  $L_b$  = leitura de exposição imediatamente inferior a  $L_0/2$ ,  $x_a$  = espessura de Al correspondente à leitura  $L_a$  e  $x_b$  = espessura de Al correspondente à leitura  $L_b$ .

## 2.4 Grandezas Dosimétricas

### 2.4.1 Kerma no ar (K)

Um parâmetro utilizado para representar a transferência de energia para o meio por um feixe de raios X é grandeza kerma no ar. O kerma no ar (k) é definido como a razão entre a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por fótons em um determinado volume ( $dE_{tr}$ ) e a massa contida nesse volume ( $dm$ ) e pode ser expresso como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.16)$$

A unidade da grandeza kerma no ar no sistema SI é o joule por quilograma (J/kg), que recebe o nome especial de Gray e é representada pelo símbolo Gy.

### 2.4.2 Exposição (X)

A grandeza exposição é uma medida da ionização produzida no ar pelas partículas indiretamente ionizantes e só pode ser definida para radiação X ou gama. A exposição é definida pelo quociente entre  $dQ$  e  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (ou pósitrons) liberados pelos fótons no ar em uma massa  $dm$ , são completamente freados no ar.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.17)$$

No Sistema Internacional de Unidades, a unidade para a exposição é coulomb por quilograma (C/kg) e sua unidade especial é o Röntgen (R).

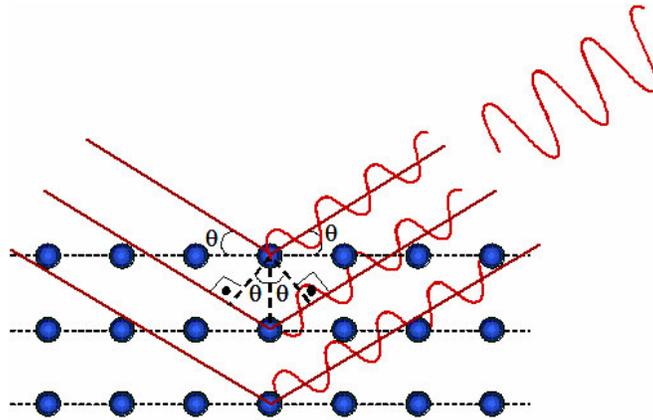
## 2.5 Difração de Raios X

A difração de raios X permite verificar as fases presentes nos materiais, sendo bastante utilizado na caracterização de materiais cerâmicos e metálicos. Nessa técnica (Figura 2.11), os feixes de raios X são selecionados para alcançar um comprimento de onda menor que o espaçamento interplanar dos cristais do material a ser analisado. Esses feixes são difratados ao atingir a amostra, sendo que os ângulos de difração obtidos permitem descrever a estrutura dos cristais (LAN VLACK, 1984; CULLITY 1959).

Considerando dois ou mais planos de uma estrutura cristalina, as condições para que ocorra a difração de raios X (interferência construtiva) vai depender da diferença de caminho percorrido pelos raios X e o comprimento de onda da radiação incidente. Esta relação é expressa pela lei de Bragg,

$$n \lambda = 2 d \sin\theta \quad (2.18)$$

onde  $\lambda$  corresponde ao comprimento de onda da radiação incidente, “n” a um número inteiro (ordem de difração), “d” à distância interplanar para o conjunto de planos  $hkl$  (índices de Miller) da estrutura cristalina e  $\theta$  ao ângulo de incidência dos raios X (medido entre o feixe incidente e os planos cristalinos) (VAN VLACK, 1984, CAMPOS, 2005).



**Figura 2.11.** Princípio da obtenção da difração de raios-X.

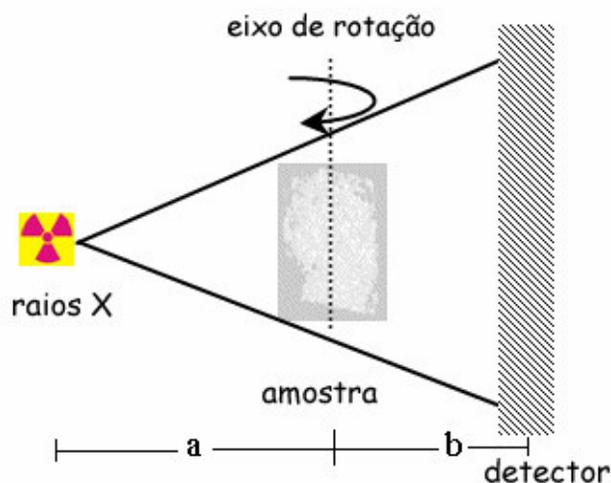
A intensidade difratada depende do número de elétrons no átomo; adicionalmente, os átomos são distribuídos no espaço, de tal forma que os vários planos de uma estrutura cristalina possuem diferentes densidades de átomos ou elétrons, fazendo com que as intensidades difratadas sejam, por consequência, distintas para os diversos planos cristalinos.

O padrão difratométrico pode ser observado como uma coleção de perfis de reflexões (difrações) individuais (ou picos difratados), cada qual com sua altura de pico, área integrada, posição angular, largura e caudas que decaem gradualmente à medida que se distanciam da posição de altura máxima do pico. Estes perfis não estão todos bem individualizados, sobrepondo-se parcialmente uns aos outros em graus significativos (BRINATTI, 2001).

As informações obtidas de cada pico são a intensidade, a posição angular ( $2\theta$ ) ou a distância interplanar ( $d$ ) e o perfil. Cada composto cristalino apresenta um padrão difratométrico característico, que permite a sua identificação através das posições angulares e intensidades relativas dos picos difratados.

## 2.6 Microtomografia de Raios X (micro-TC)

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma técnica não destrutiva que possibilita obter informações sobre o posicionamento e a forma tridimensional (3D) de um detalhe do objeto inspecionado e, entre outros, a estrutura interna do mesmo. Esta análise é realizada obtendo as projeções do corpo de prova a partir de várias direções. Isto pode ocorrer rotacionando o corpo de prova segundo a direção da radiação e com isso é medida, em cada passo, a atenuação da radiação (Figura 2.12). Cada projeção é adquirida com o objeto rotacionado de certo ângulo em relação à posição original, de modo que, se obtém uma projeção para cada ângulo.

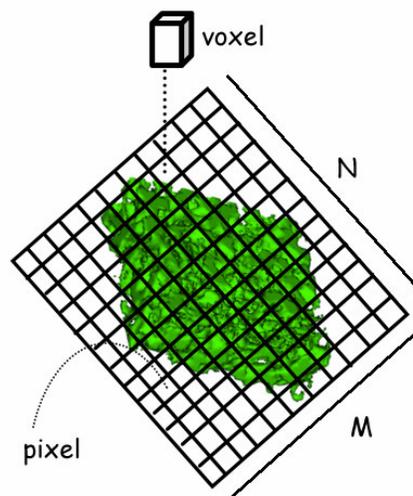


**Figura 2.12.** Esquema do procedimento de Tomografia Computadorizada (LIMA *et al.*, 2007).

Com respeito à Figura 2.12, através da modificação das distâncias entre a amostra e a fonte de raios-X ( $a$ ) e entre a amostra e o detector ( $b$ ), é possível realizar o ensaio tomográfico com diferentes magnificações ( $M$ ). Em outras palavras, modificando as distâncias  $a$  e  $b$  é possível fazer as tomografias com a ampliação que se desejar. Porém, esse fator tem um custo: quanto maior for o valor de  $M$ , menor será a resolução ( $R$ ) do ensaio, mas o efeito de penumbra geométrica será amplificado. Esse último efeito mencionado ocasiona uma sombra nas bordas da imagem, prejudicando a qualidade da mesma. Logo, tem-se que considerar o custo/benefício no momento de escolher qual o fator de magnificação que deverá ser utilizado no ensaio.

Uma vez obtido o conjunto das projeções do sistema TC, dá-se então a necessidade de sua reconstrução. O processo de reconstrução constitui num caminho matemático que envolve a obtenção dos coeficientes de atenuação. A escolha de qual método dever-se-á utilizar depende tanto das limitações do sistema de aquisição de dados quanto do tempo que se possui para o processamento dos mesmos (RADON *et al.*, 1971).

Uma vez já reconstruída, a imagem é mostrada em forma de uma matriz digital  $N \times M$  “pixels”, onde  $N$  representa o número de “pixels” existentes na vertical e  $M$  os da horizontal (Figura 2.13). Nessa figura tem-se a apresentação do “pixel”, que é a representação básica de um elemento bidimensional de uma imagem digital e o “voxel”, sendo uma representação tridimensional com a terceira dimensão significando a espessura do corte da imagem. Para cada valor do “pixel” designa-se um valor de cinza que é proporcional aos coeficientes de absorção, ponto a ponto. Assim, tem-se que a região mais densa aparece mais escura e conseqüentemente à região que é menos densa aparece menos escura, ou seja, quanto mais denso mais escuro.



**Figura 2.13.** Representação de um “pixel” e um “voxel” numa imagem digital (LIMA *et al.*, 2007).

Em suma, o processo tomográfico consiste em rotacionar o corpo de prova em passos de ângulos iguais até completar uma volta de  $360^\circ$ . A cada passo, são adquiridos vários quadros gerando-se, no final, uma imagem. Após a captura das imagens as mesmas são reconstruídas, para que possa ser possível sua visualização tridimensional.

A microtomografia computadorizada tridimensional por transmissão de raios X (micro-TC), possui os mesmos embasamentos da TC e é um avanço das técnicas de inspeção por raios X por ser um procedimento não invasivo, com um alto poder de resolução (da ordem de microns), apresentando uma alta produção de radiação e uma boa estabilidade da energia máxima do tubo de raios X. O diferencial dessa técnica está relacionado ao tamanho do foco tubo de raios X. Este parâmetro pode variar desde 4 à 1 mm (foco normal) até 100 à  $1\mu\text{m}$  (microfoco), passando pelas dimensões de 1 à 0,1 mm (minifoco) (NABEL *et al.*, 1986). O pequeno diâmetro do foco do tubo de raios X é um atributo muito importante do ensaio de micro-TC. Isso ocorre porque quanto menor for esse parâmetro melhor se dará a focalização das estruturas inspecionadas, o que está intimamente relacionado com a qualidade da imagem adquirida no ensaio microtomográfico.

## 2.7 Nanotecnologia

O domínio da nanociência encontra-se compreendido na escala entre 0,1 e 100 nm. A nanotecnologia compreende uma área de pesquisa e desenvolvimento muito ampla e interdisciplinar uma vez que se baseia nos mais diversificados tipos de materiais estruturados em escala nanométrica, tais como polímeros, cerâmicas, metais, semicondutores, compósitos e biomateriais. O foco central da nanotecnologia está na síntese controlada de nanoestruturas e a subsequente aplicação para o desenvolvimento de novos materiais, que envolvem desde o carregamento de fármacos e o projeto de dispositivos eletrônicos (DURAN *et al.*, 2006).

Na escala nanométrica os materiais exibem novos comportamentos e características que não se manifestam na escala macroscópica. As mudanças mais importantes de comportamento não são causadas apenas pela redução de tamanho, mas por novos fenômenos intrínsecos relacionados com as forças fundamentais (gravidade, atrito, eletrostática, van der Waals, etc.) que mudam de importância quando a escala é reduzida (FISHBINE, 2002; NICOLAU, 2000; RIETH, 2003; SEEMAN, 2003).

Na escala macroscópica, a força gravitacional e a força de atrito predominam. À medida que as dimensões dos corpos diminuem, as forças de atrito e gravitacional tornam-se menos importantes, e a importância da força eletrostática aumenta (FISHBINE, 2002; ROCCO, 2001; SEEMAN, 2003). Dois aspectos importantes da força eletrostática que são predominantes em nanotecnologia são as forças de Van der Waals e Movimento Browniano.

Os efeitos quânticos devido a redução do tamanho, induzidos pela estruturação da matéria em escala nanométrica, resultam na substituição da estrutura eletrônica normal por uma série de níveis eletrônicos discretos. Por exemplo, quando partículas magnéticas são reduzidas a dimensões muito pequenas, sua estrutura atômica com níveis eletrônicos discretos dá origem a novos fenômenos como o superparamagnetismo, mudanças nas propriedades ópticas, etc.

O aumento na área superficial de nanomateriais provoca um aumento significativo na sua reatividade. O aumento na reatividade pode proporcionar uma redução na temperatura de processamento em certos materiais finamente dispersos em até algumas dezenas de graus centígrados reduzindo, portanto, gastos com energia, bem como possibilitando a moldagem a frio de muitos materiais tradicionais.

Geralmente, as propriedades dos materiais nanoestruturados são superiores aos policristais convencionais e sólidos amorfos. Por exemplo, os materiais nanoestruturados podem exibir aumento de resistência e/ou dureza, melhor ductilidade e/ou tenacidade, módulo de elasticidade reduzido, melhor difusividade, maior calor específico, e propriedades magnéticas superiores relativos aos materiais convencionais (CAMPOS, 2005). O aumento da resistência mecânica destes

materiais os torna atrativos para aplicação na blindagem de dispositivos eletrônicos sujeitos a exposição à radiação ionizante em condições adversas (FAN *et al*, 2008, 2009, TAYLOR, 2007).

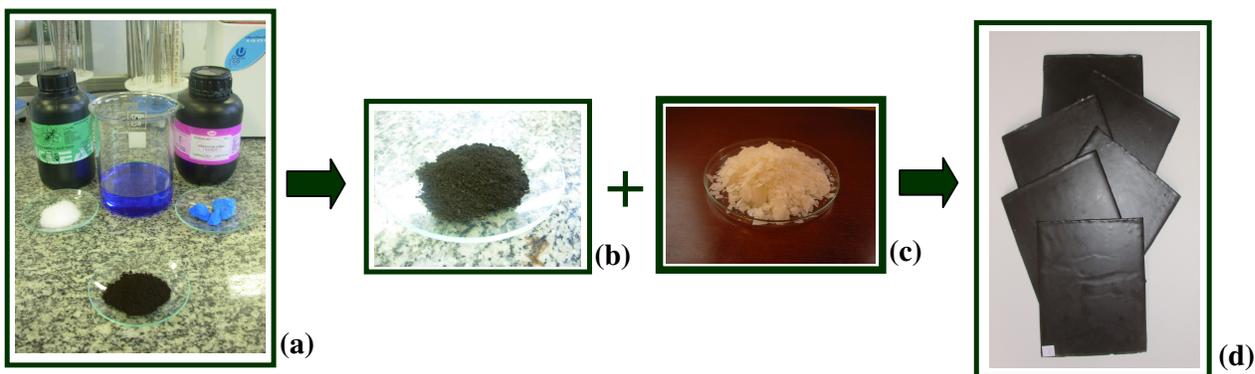
### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo estão descritos os materiais e as abordagens metodológicas adotadas neste trabalho, que envolvem as caracterizações experimentais das amostras produzidas e a avaliação da interação da radiação com os materiais e o meio escolhido.

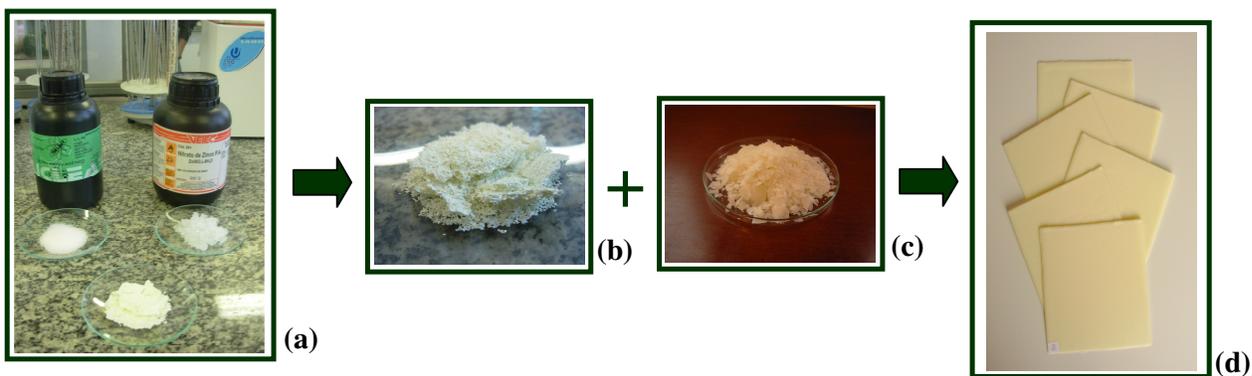
#### 3.1 Preparação das Amostras

A interação do óxido de zinco e do óxido de cobre, na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, com cera de abelha alvejada (Figuras 3.1 e 3.2) foi realizada com o propósito de avaliar a eficiência dessas estruturas na atenuação da radiação. As características da cera de abelha alvejada são apresentadas na Tabela 3.1. Os óxidos de zinco e de cobre, na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, foram fornecidos pelo Laboratório de Materiais Cerâmicos da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). As partículas mencionadas anteriormente foram adicionadas em diferentes proporções à cera de abelha a fim de se avaliar o efeito na atenuação da radiação. A proporção obtida para a não saturação das amostras foi de 5% para o óxido de cobre e 10% para o óxido de zinco.

A cera de abelha foi aquecida em banho-maria em um becker, em seguida, as nanopartículas foram incorporadas na cera dissolvida sob agitação, utilizando-se um agitador mecânico. Após a homogeneização das misturas foram obtidas placas retangulares dos compósitos produzidos através de banhos de imersão de 5s para cada placa em seu respectivo becker. Esses procedimentos estão ilustrados nas Figuras 3.1 e 3.2 e foram realizados junto ao Laboratório de Nanotecnologia da UNIFRA.



**Figura 3.1.** Ilustração da metodologia adotada para a associação da cera de abelha com partículas na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada de óxido de cobre. A Figura (a) apresenta os componentes utilizados na produção das nanopartículas (ácido amino acético e nitrato de cobre), (b) partículas de óxido de cobre, (c) cera de abelha alvejada e (d) placas produzidas a partir da associação da cera de abelha com as partículas de óxido de cobre.



**Figura 3.2.** Ilustração da associação da cera de abelha com partículas na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada de óxido de zinco. A Figura (a) representa os componentes utilizados na produção das nanopartículas (ácido amino acético e nitrato de zinco), (b) partículas de óxido de zinco, (c) cera de abelha alvejada e (d) placas produzidas a partir da associação da cera de abelha com as partículas de óxido de zinco.

**Tabela 3.1** Características da cera de abelha alvejada (Fonte: o fabricante).

Testes	Especificações	Resultados
Descrição	Escamas brancas amareladas com odor característico	Conforme
Índice de acidez, mgKOH/g	5,00 - 7,50	6,51
Índice de Saponificação, mgKOH/g	Mínimo 26	28,74
Índice de iodo, cgl/g	Máximo 8	2,12
Ponto de Fusão, °C	55,0 – 65,0	60,0

### 3.2 Caracterização das Amostras

As amostras produzidas neste trabalho foram caracterizadas usando as técnicas de difração de raios X e microtomografia de raios X. Esses procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Química do Estado Sólido (LQES) do Instituto de Química da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

#### 3.2.1 Caracterização por Difração de Raios-X

A técnica de difratometria de raios X foi empregada neste estudo para identificar as fases cristalinas das amostras. Os espectros de difração de raios X produzidos pelas amostras, descritas no item 3.1, foram realizadas empregando-se um difratômetro de raios X Shimadzu XRD 7000 (Figura 3.3) utilizando-se radiação de CuK (alfa) (comprimento de onda = 1,5406Å) operando a 30mA e 40kV com taxa de varredura de 2°/minuto.



**Figura 3.3.** Difratorômetro de raios-X (Fabricante:Shimadzu, Modelo:XRD 7000).

### 3.2.2 Caracterização por Microtomografia de Raios X (micro-TC)

Com o objetivo de avaliar a dispersão das partículas em cera de abelha, foram obtidas imagens tomográficas das amostras produzidas. Essas imagens foram realizadas com o objetivo de avaliar se a mistura produzida entre as nanopartículas/cera de abelha e/ou partículas/cera de abelha é homogênea. Além de possibilitar à observação do nível de agregação das nanoestruturas as imagens obtidas forneceram indicativos iniciais do potencial de atenuação dos materiais nanoestruturados.

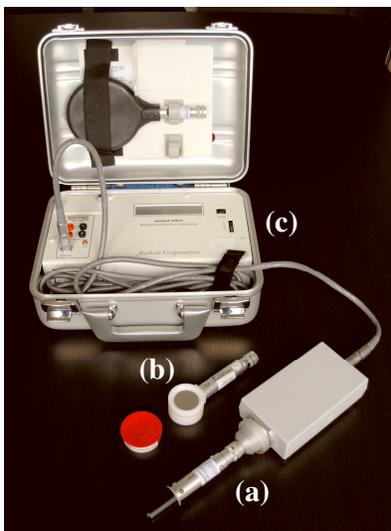
As imagens tomográficas foram obtidas junto ao Laboratório de Química do Estado Sólido (LQES) do Instituto de Química da UNICAMP, que possui um equipamento de microtomografia computadorizado *Skyscan 1074 Portable Micro-CT Scanner* (Figura 3.4). Esse equipamento possui tubo de raios X com voltagem de 0 a 40 kV e corrente de 0 a 1000 $\mu$ A, ângulo de varredura de 180° de rotação com intervalos em 60ms e tamanho de pixel de 40 ou 20  $\mu$ m.



**Figura 3.4.** Equipamento de microtomografia computadorizada usado para obter as imagens tomográficas.

### 3.3 Atenuação da Radiação

Foram realizadas medidas experimentais de atenuação da radiação pelas amostras (placas), utilizando-se câmaras de ionização do fabricante *Radcal*, modelo 9015 (Laboratório de Raios X da UNIFRA) (Figura 3.5). Utilizou-se uma câmara de ionização de placas paralelas, para medições de exposição em mamografia, e uma câmara de ionização cilíndrica, para as medições de exposição em radiografia convencional, ambas acopladas ao monitor modelo 9015. As características destes equipamentos são apresentadas na Tabela 3.2.



**Figura 3.5.** Câmaras de ionização cilíndrica (a), de placas paralelas (b) e monitor 9015 (c) do fabricante *Radcal* (Laboratório de Raios X da UNIFRA).

**Tabela 3.2** – Características das câmaras de ionização utilizadas no trabalho (Fonte: o fabricante).

Características	Câmaras de Ionização	
	<i>Radcal Corporation / MDR</i>	<i>Radcal Corporation / DMR</i>
Fabricante	<i>Radcal Corporation / MDR</i>	<i>Radcal Corporation / DMR</i>
Tipo	Cilíndrica	Placas paralelas
Modelo	10 x 5-6	10 x 5-6M
Série	15630	7288
Volume (cm <sup>3</sup> )	6,0	6,0
Material da Parede	Policarbonato	Poliéster Metalizado
Espessura da Janela (mg/cm <sup>2</sup> )	-	0,7

### 3.3.1 Medições de Atenuação da Radiação em Radiologia Convencional

Os feixes de raios X utilizados, na faixa de energia usada em radiologia convencional, foram produzidos por um equipamento clínico digital da marca Philips, modelo Duodiagnostic (Figura 3.6), com gerador trifásico que opera na faixa de tensão entre 40 e 125 kV, pertencente a Clínica Radiológica Caridade (DIX) de Santa Maria-RS. Este equipamento possui alvo de tungstênio (W) e filtração inerente de 3 mm de alumínio.



**Figura 3.6.** Equipamento de raios X convencional usado para avaliar as amostras.

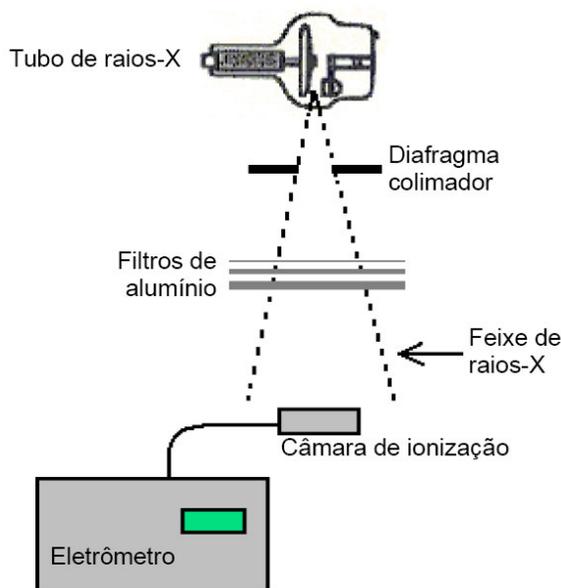
Os feixes de radiação produzidos por este equipamento foram caracterizados a partir das medições de camada semi-redutora (CSR), que é determinada pela espessura de um material que reduz a intensidade inicial do feixe à metade em uma dada tensão de aceleração do tubo de raios X, bem como pela determinação experimental da exatidão e reprodutibilidade da tensão aplicada ao tubo de raios X.

A caracterização do feixe de raios X foi realizada através da obtenção da camada semi-redutora utilizando-se filtros de alumínio (com pureza de 99,0%), com espessuras de 0,05; 0,1; 0,5 e 1mm, conforme Figura 3.7. Primeiramente, posicionou-se a câmara de ionização (modelo 10x5-6) dentro do campo de radiação, centralizada em relação ao feixe de raios X, tal que à distância foco-detector fosse de 60 cm, só então foram realizadas as três primeiras exposições sem lâminas de alumínio. Estas três primeiras exposições são realizadas para servirem como base para verificar os valores da camada semi-redutora. Realizou-se, posteriormente, novas exposições utilizando-se as lâminas de alumínio posicionadas a meia distância entre a câmara de ionização e o ponto focal do tubo de raios-X, até que se obtivesse uma leitura de exposição inferior à metade do valor inicial.

O valor da camada semi-redutora foi determinado utilizando-se a equação abaixo:

$$CSR = \frac{x_b \ln(2L_a / L_0) - x_a \ln(2L_b / L_0)}{\ln(L_a / L_b)},$$

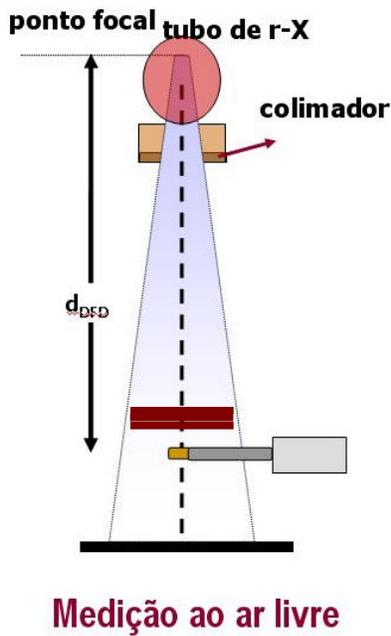
onde:  $L_a$  = leitura de exposição imediatamente superior a  $L_0/2$ ,  $L_b$  = leitura de exposição imediatamente inferior a  $L_0/2$ ,  $x_a$  = espessura de Al correspondente à leitura  $L_a$  e  $x_b$  = espessura de Al correspondente à leitura  $L_b$ .



**Figura 3.7.** Ilustração do modelo experimental para determinação da camada semi-redutora.

Para a determinação da tensão aplicada ao tubo de raios X posicionou-se o medidor de tensão (modelo 4082, sensor Accu-kv 40kV – 160 kV da marca *Radcal Corporation*) sobre a mesa, alinhado com o tubo de raios X, logo foram selecionados dois valores distintos de tensão (60kV, e 102kV) e um valor de corrente (100 mA). Em seguida, fez-se uma série de quatro exposições para cada combinação de kV com mA, com valores obtidos para cada série.

Para as medidas de atenuação dos compósitos (Figuras 3.1 e 3.2) produzidos neste trabalho foi utilizada a geometria ilustrada na Figura 3.8. As amostras e a câmara de ionização foram posicionadas a 30 e 60cm, respectivamente, do ponto focal, com objetivo de se reduzir a contribuição do espalhamento de raios X nas leituras obtidas. Os dados foram obtidos para técnicas de exposição de 60kV/80mAs e 102kV/80mAs. O tamanho do campo de radiação incidente nas amostras foi de  $5 \times 5\text{cm}^2$ . Para cada tipo de amostra produzida, foram obtidos dados de atenuação para espessuras de material de 2 mm.



**Figura 3.8.** Esquema usado para a realização das medidas de atenuação.

### 3.3.2 Medições de Atenuação da Radiação em Mamografia

O mamógrafo é um aparelho de raios X dedicado especialmente à mamografia, que proporciona flexibilidade no posicionamento do paciente, apresenta dispositivo de compressão, baixa relação de grade. Os tubos de raios X empregados possuem pequeno tamanho de ponto focal para que a radiografia da mama seja ampliada.

Os feixes de raios X para fótons com energia na faixa de mamografia foram gerados por um equipamento mamográfico clínico marca GE Medical System, modelo Senografe DMR, com gerador trifásico que opera na faixa de tensão entre 22 e 49 kV com alvos e filtros de Molibdênio e Ródio também pertencente a Clínica Radiológica Caridade (DIX).

Como no equipamento de radiologia convencional, os feixes de radiação produzidos pelo mamógrafo foram caracterizados a partir das medições de camada semi-redutora (CSR) e da determinação experimental da exatidão e reprodutibilidade da tensão aplicada ao tubo de raios X.

A determinação da camada semi-redutora se deu através da utilização de filtros de alumínio, com pureza de 99,0%, com espessuras de 0,05 e 0,1mm e uma câmara de ionização (modelo 10x5-6M). A metodologia utilizada para a determinação da CSR foi a mesma adotada para radiologia convencional. Para a determinação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X posicionou-se o medidor de tensão (modelo 4082, sensor Accu-kV 22kV – 40kV da *Radcal Corporation*) sobre a mesa, alinhado com o tubo de raios X, logo foram selecionados três valores

distintos de tensão (22kV, 26kV e 30kV). Em seguida fez-se uma série de quatro exposições para cada valor de kV.

A geometria usada para as medidas de atenuação da radiação em mamografia está ilustrada na Figura 3.9. As amostras também foram posicionadas a 30 cm do ponto focal bem como a câmara de ionização foi posicionada a uma distância de 60 cm do ponto focal. Os dados foram obtidos para técnicas de exposição de 22kV/71mAs, 26kV/71mAs e 30kV/71mAs. O tamanho do campo de radiação incidente nas amostras foi de  $5 \times 5\text{cm}^2$ . Para cada tipo de amostra produzida foram obtidos dados de atenuação para espessuras de material de 2 mm.



**Figura 3.9.** Ilustração do modelo experimental para análise dos coeficientes de atenuação dos diferentes materiais no sistema mamográfico.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos neste trabalho, que envolvem a caracterização das amostras produzidas, caracterização dos feixes de raios X empregados nos estudos de atenuação da radiação e a atenuação da radiação pelas amostras produzidas com materiais nanométricos e não-nanométricos.

### 4.1 Caracterização das Amostras

Conforme mencionado no capítulo anterior foram produzidas placas com 2 mm de espessura conforme Tabela 4.1. A espessura de cada placa foi avaliada individualmente com auxílio de um paquímetro. As placas também foram avaliadas individualmente quanto à atenuação da radiação usando-se uma câmara de ionização. Os dados foram obtidos para a tensão de 60 kV e produto corrente tempo de 80 mAs. O maior desvio encontrado na atenuação da radiação entre as placas de cada grupo foi de 0,9%. A Tabela 4.2 apresenta a média das leituras de kerma no ar para cada grupo de amostras e os desvios apresentados.

**Tabela 4.1** Grupos de placas produzidas para análise da atenuação da radiação pelos compósitos.

Grupo	Material	Número de placas	Dimensões	Espessura das placas (mm)
Grupo 1	Cera de abelha + ZnO (10%) nanoparticulado	6	10 x 10 cm	2 mm ± 0,1mm
Grupo 2	Cera de abelha + ZnO (10%) não-nanoparticulado	8	10 x 10 cm	2 mm ± 0,2mm
Grupo 3	Cera de abelha + CuO (5%) nanoparticulado	6	10 x 10 cm	2 mm ± 0,1mm
Grupo 4	Cera de abelha + CuO (5%) não-nanoparticulado	8	10 x 10 cm	2 mm ± 0,2mm
Grupo 5	Cera de abelha pura	6	10 x 10 cm	2 mm ± 0,1mm

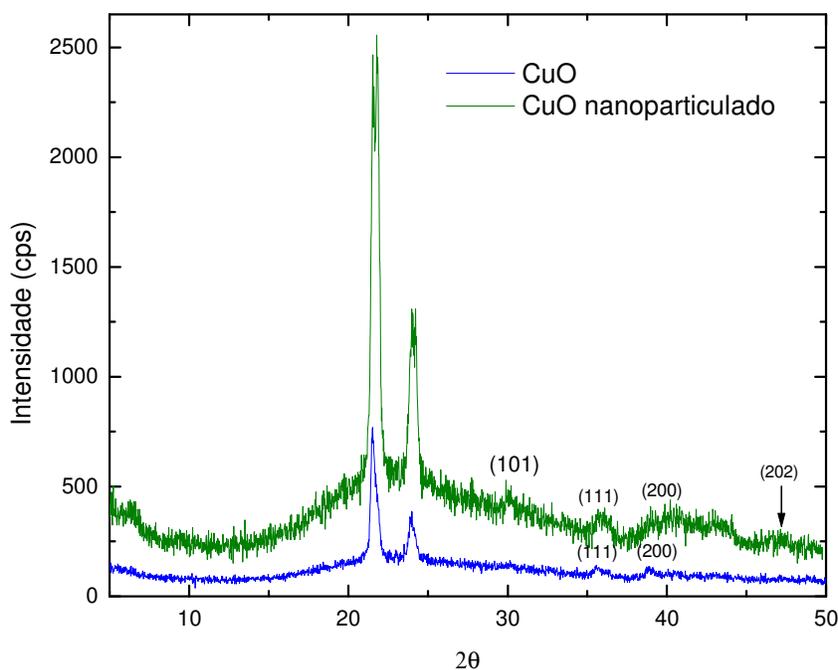
**Tabela 4.2** - Média das leituras de kerma no ar para cada grupo de amostras.

Grupo	Material	kerma no Ar (mGy)
Grupo 1	Cera de abelha + ZnO (10%) nanoparticulado	6,476 ± 0,05
Grupo 2	Cera de abelha + ZnO (10%) não-nanoparticulado	6,327 ± 0,04
Grupo 3	Cera de abelha + CuO (5%) nanoparticulado	6,543 ± 0,05
Grupo 4	Cera de abelha + CuO (5%) não-nanoparticulado	6,667 ± 0,06
Grupo 5	Cera de abelha pura	6,899 ± 0,04

A estrutura cristalina das amostras e a dispersão das partículas e nanopartículas de óxido de zinco e óxido de cobre na cera de abelha alvejada foi realizada por meio espectros de difração de raios X e imagens de microtomografia computadorizada.

#### 4.1.1 Caracterização por Difração de Raios X

A Figura 4.1 apresenta o espectro de difração de raios X obtido para o óxido de cobre na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, ambas incorporadas a cera de abelha alvejada. O espectro de difração foi obtido usando-se a linha  $K\alpha_1$  do espectro do cobre com comprimento de onda  $\lambda = 1,54184 \text{ \AA}$ . Os números na figura identificam os índices de Müller, que foram obtidos usando-se o programa computacional PCPDFWIN usando-se difratogramas padrões para as amostras de óxido de cobre (NAIR. *et al.*, 1991; SWANSON, *et al.*, 1953).

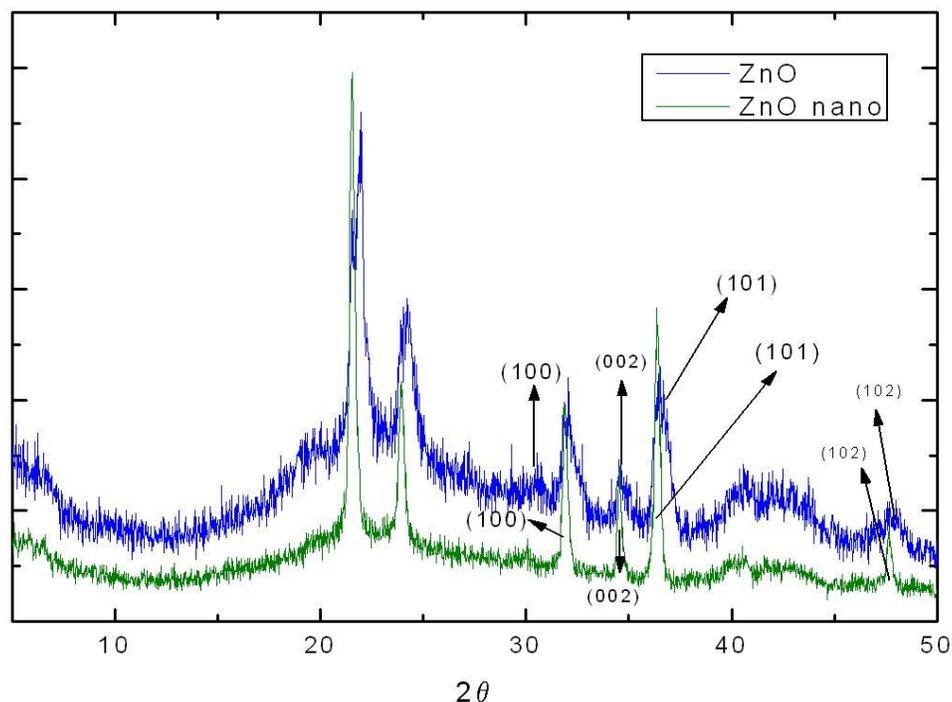


**Figura 4.1.** Espectro de difração para o óxido de cobre na forma nanoparticulada (curva em cor verde) e do óxido de cobre na forma não-nanoparticulada (curva em cor azul).

Observa-se na Figura 4.1 a presença de picos alargados e pouco definidos para o óxido de cobre tanto na forma nanoparticulada como na forma convencional o que evidencia a baixa cristalinidade das amostras.

Na Figura 4.2 o espectro de difração para o óxido de zinco na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, respectivamente, são apresentados. Conforme mencionado no capítulo 3, os óxidos de zinco na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada foram agregadas a ceras de abelha

alvejada. Os números nos picos de difração identificam os índices de Müller (MCMURDIE, *et al.*, 1986).



**Figura 4.2.** – Resultados obtidos na difração de raios X para o óxido de Zinco nanoparticulado (curva em cor verde) e não-nanoparticulado (curva em cor azul).

É possível observar nesta figura que o espectro de difração do óxido de zinco na forma não-nanoparticulada apresenta picos alargados, o que sugere que o material possui baixa cristalinidade. Para o caso do zinco na forma nanoparticulada, agregado a cera de abelha alvejada, verifica-se a presença de picos estreitos e bem definidos, indicando que o material possui alta cristalinidade. A cristalinidade consiste no alinhamento de segmentos de cadeias cristalinas em um arranjo tridimensional.

#### 4.1.2 Caracterização por Microtomografia de Raios X (micro-TC)

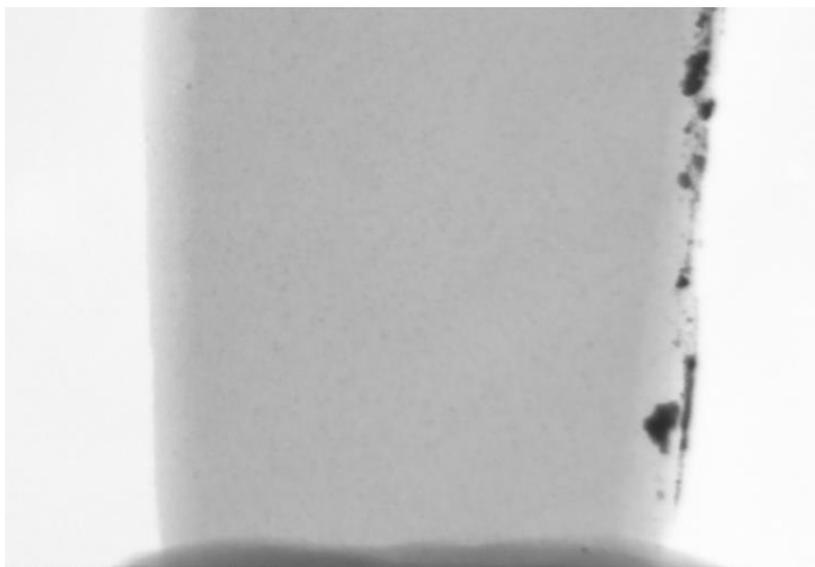
As imagens formadas em tomografia computadorizada (TC) revelam o grau de atenuação de cada componente das amostras. Conforme discutido anteriormente, a atenuação da radiação é altamente dependente do número atômico do material, aumentando com o aumento do número atômico dos componentes da amostra. A diferença de atenuação entre os diferentes componentes da amostra é responsável pelo contraste da imagem radiográfica. Dessa forma, a imagem tomográfica revela a distribuição estrutural dos componentes na amostra analisada.

A Figura 4.3 ilustra uma imagem de microtomografia de raios X para a cera de abelha pura obtida com uma tensão do tubo igual a 40 kV e 0,72 mAs. A análise qualitativa mostra que não existe variação de tons de cinza na imagem, indicando que a distribuição dos componentes na amostra (cera de abelha) é uniforme. Pode-se observar ainda que não existe a formação de poros ou imperfeições na placa.

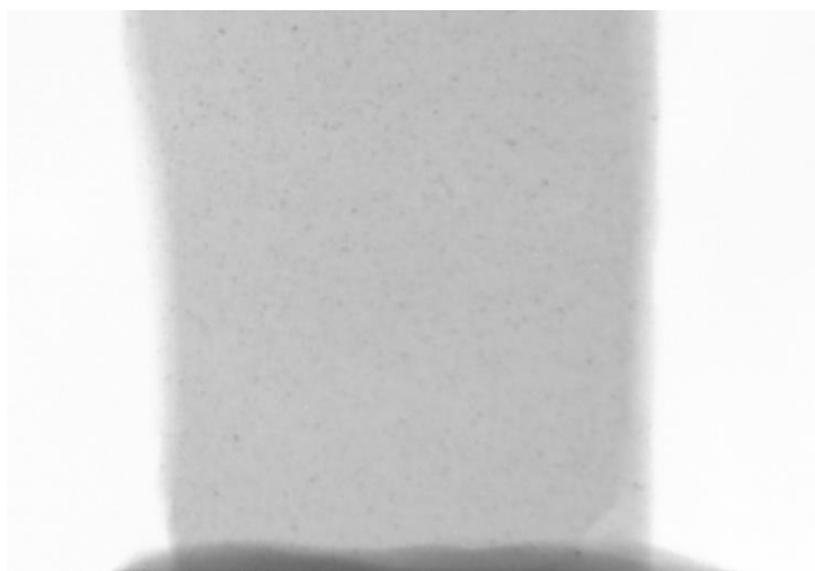


**Figura 4.3.** Imagem de microtomografia de raios X obtida para a placa de cera de abelha pura, para uma tensão de 40 kV e 0,72 mAs.

As Figuras 4.4 e 4.5 ilustram a transmissão dos raios X através das placas compostas de cera de abelha agregada a óxido de cobre a uma concentração de 5%, na forma não-nanoparticulada e nanoparticulada, respectivamente. No caso da Figura 4.4, os pontos escuros na borda direita da imagem são devido a imperfeições geradas na amostra no processo de corte da placa para análise no equipamento. No caso dessas imagens pode-se observar que a agregação entre as nanopartículas de óxido de cobre e a cera de abelha é uniforme.

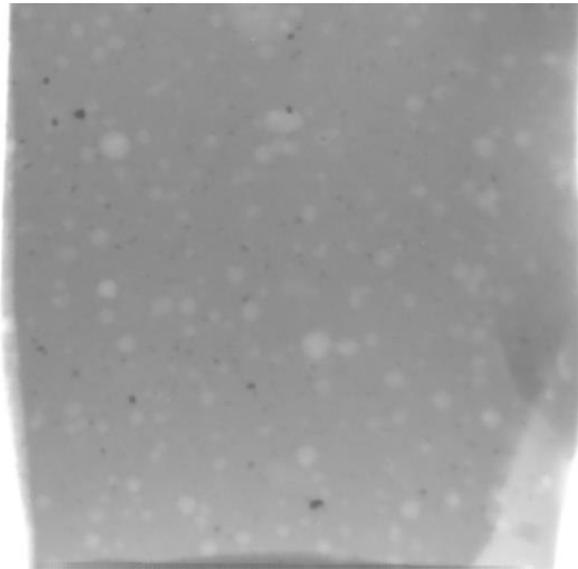


**Figura 4.4.** Imagem de microtomografia de raios X obtida para a placa de óxido de cobre não-nanoparticulado, para uma tensão de 40 kV e 0,72 mAs.

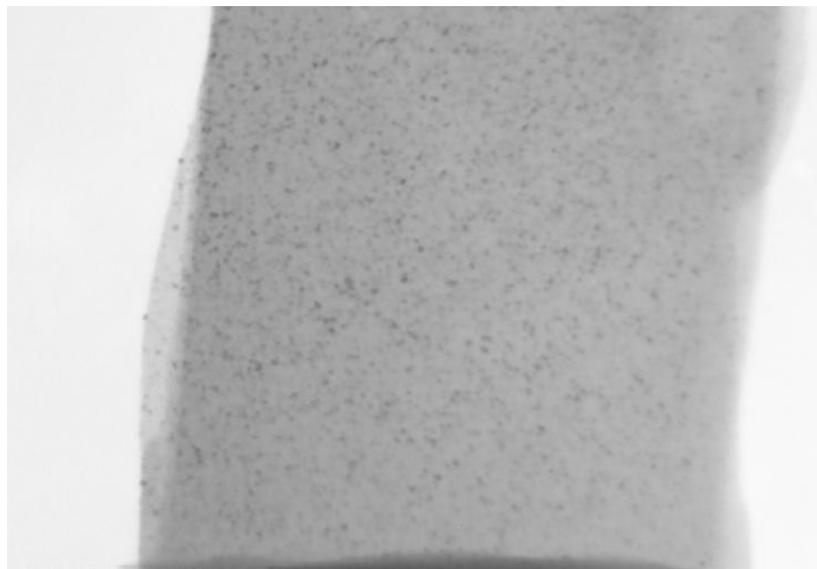


**Figura 4.5.** Imagem de microtomografia de raios X obtida para a placa de óxido de cobre nanoparticulado, para uma tensão de 40 kV e 0,72 mAs.

As Figuras 4.6 e 4.7 foram obtidas de amostras produzidas agregando-se óxido de zinco, a uma concentração de 10%, na forma não-nanoparticulada e nanoparticulada a cera de abelha alvejada. Na Figura 4.6 é possível observar a formação de pequenas bolhas de ar ao longo de toda a amostra. Por outro lado, na Figura 4.7 é possível observar que as nanopartículas de óxido de zinco apresentam uma melhor agregação à cera de abelha, apresentando-se uniformemente dispersas ao longo da amostra.



**Figura 4.6.** Imagem de microtomografia de raios X obtida para a placa de óxido de zinco não-nanoparticulado, para uma tensão de 40 kV e 0,72 mAs.



**Figura 4.7** Imagem de microtomografia de raios X obtida para a placa de óxido de zinco nanoparticulado, para uma tensão de 40 kV e 0,72 mAs.

## **4.2 Atenuação da Radiação**

### **4.2.1 Atenuação da Radiação em Radiologia Convencional**

Os espectros de raios X obtidos no sistema de raios X clínico foram caracterizados a partir da determinação da camada semi-redutora, tensão aplicada ao tubo de raios X e do produto

corrente-tempo (mAs). A determinação experimental da tensão aplicada ao tubo de raios X e da camada semi-redutora é importante, pois estes parâmetros definem a qualidade do feixe de raios X e fornecem indicativos do poder de penetração dos fótons em meios materiais. Os resultados obtidos a partir de medições experimentais estão dispostos na Tabela 4.3.

**Tabela 4.3** Valores obtidos de camada semi-redutora e tensão de pico do tubo de raios X para o equipamento de radiologia convencional. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão dos valores experimentais.

Anodo	kVp Nominal	kVp Experimental	mAs Nominal	CSR (mmAl)
W	102	102,7 ± 0,04	40	4,22 ± 0,05
W	60	60,15 ± 0,02	40	2,68 ± 0,05

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 4.3, é possível verificar que a tensão nominal e a tensão experimental aplicada ao tubo de raios X apresentam uma diferença de 0,68 % na tensão de 102 kV e de 0,25 % para a tensão de 60 kV. Os valores de camada semi-redutora calculados a partir dos valores de kerma no ar experimentais estão em concordância com as recomendações do manual técnico da ANVISA (2006) para diferentes valores de KVp e tipo de retificação do equipamento de raios X.

As Tabelas 4.4 e 4.5 ilustram os valores de kerma no ar atenuados pela cera de abelha pura, cera de abelha agregada a óxido de cobre na forma nanométrica e não-nanométrica e óxido de zinco, também na forma nanométrica e não-nanométrica nas tensões de 102 e 60 kV, respectivamente. As proporções de óxido de cobre na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, agregados a cera de abelha é de 5% enquanto que para o óxido de zinco a proporção corresponde a 10%. Os valores de kerma no ar experimentais ilustrados nas Tabelas 4.4 e 4.5 também estão representados graficamente nas Figuras 4.8 e 4.9. A intensidade dos valores de kerma no ar estão relacionados com o grau de transmissão da radiação pelo material. Para o caso das Tabelas 4.4 e 4.5 verifica-se que os maiores valores de kerma no ar são obtidos para a cera de abelha pura o que indica que este material atenua menos a radiação que os demais compostos.

Comparando-se os valores de kerma no ar obtidos para o óxido de cobre na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, para as tensões de 102 e 60 kV, verifica-se que a transmissão da radiação pelo material aumenta com a tensão aplicada ao tubo de raios X. Esse comportamento na atenuação com a energia da radiação é esperado, pois a probabilidade de interação dos raios X com o material por meio do efeito fotoelétrico diminui com o aumento da energia.

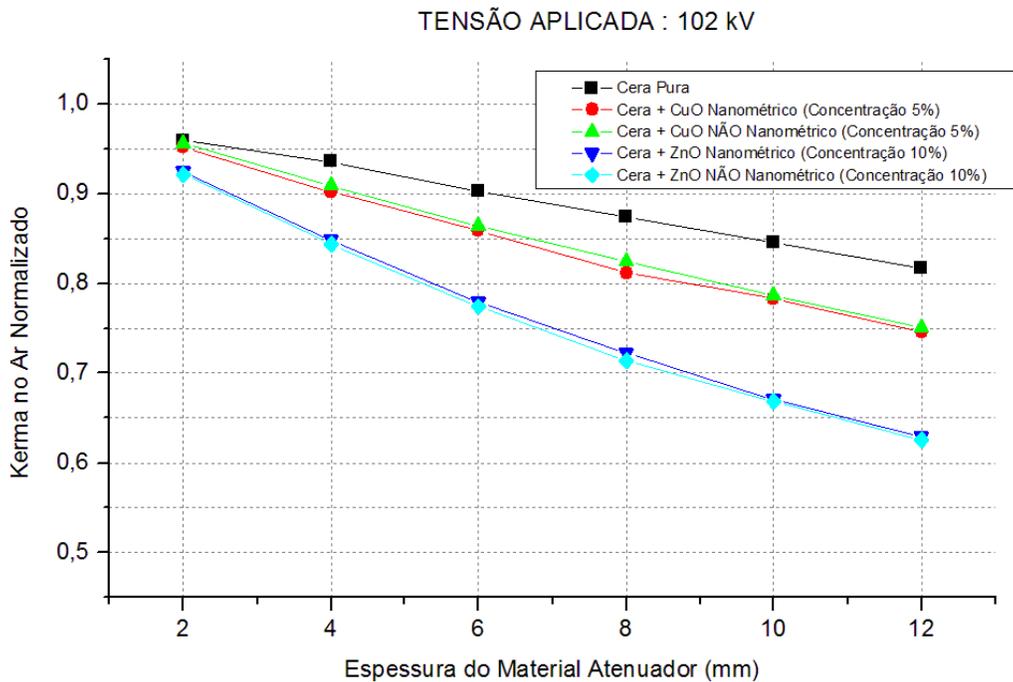
Para o feixe produzido com 60 kV a probabilidade de interação por efeito fotoelétrico é maior, ocorrendo dessa forma uma maior atenuação da radiação.

**Tabela 4.4.** Valores de kerma no ar, em unidades de mGy, para uma tensão de 102 kV, 80 mAs e área do campo de radiação igual a 5 x 5 cm. Os dados foram obtidos em um equipamento clínico da marca Philips que opera na faixa de energia de radiologia convencional. Na coluna 2 estão ilustrados os valores de kerma obtidos com placas de cera pura, cera e óxido de cobre não-nanométrico (coluna 3), cera e óxido de cobre nanométrico (coluna 4), cera de abelha agregada a óxido de zinco não-nanométrico (coluna 5), cera de abelha agregada a óxido de zinco nanométrico (coluna 6). Os dados foram obtidos para uma distância de 60 cm foco-detector e 30 cm placas-detector. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão das medidas experimentais.

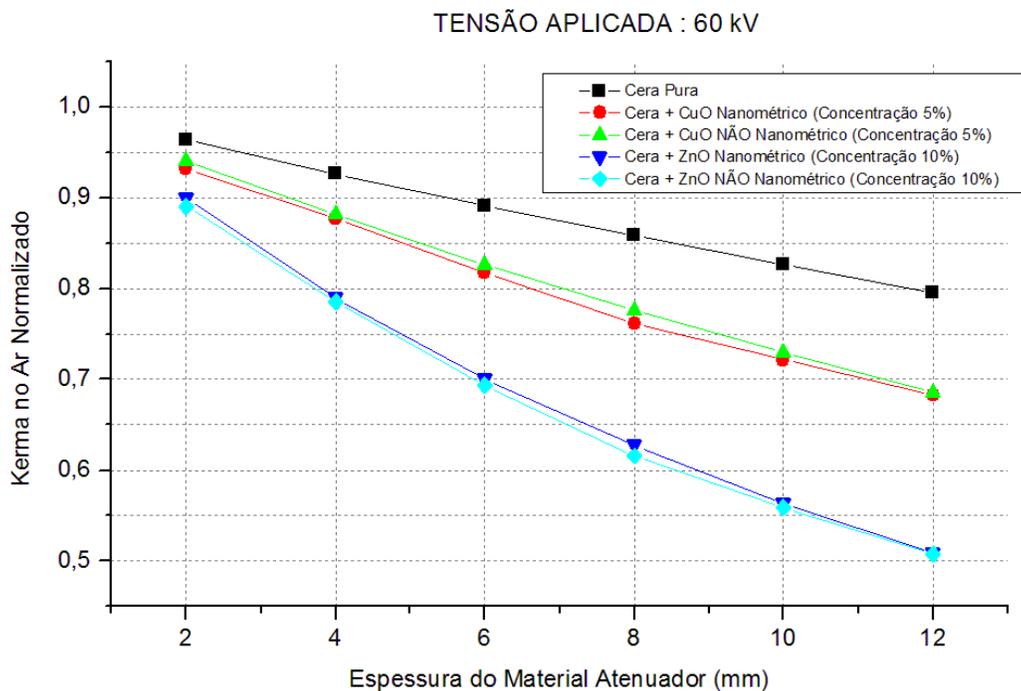
Espessura (mm)	Kerma no Ar (mGy)				
	Cera de Abelha Pura	Cera + CuO (5%) NÃO Nanométrico	Cera + CuO (5%) Nanométrico	Cera + ZnO (10%) NÃO Nanométrico	Cera + ZnO (10%) Nanométrico
0	21,33 ± 0,01	21,33 ± 0,01	21,33 ± 0,01	21,33 ± 0,01	21,33 ± 0,01
2	20,45 ± 0,08	20,39 ± 0,02	20,30 ± 0,03	19,65 ± 0,03	19,71 ± 0,01
4	19,95 ± 0,05	19,38 ± 0,04	19,23 ± 0,01	17,99 ± 0,02	18,08 ± 0,04
6	19,25 ± 0,04	18,42 ± 0,01	18,32 ± 0,01	16,51 ± 0,01	16,62 ± 0,02
8	18,64 ± 0,04	17,58 ± 0,02	17,31 ± 0,02	15,22 ± 0,02	15,41 ± 0,03
10	18,03 ± 0,01	16,77 ± 0,03	16,70 ± 0,01	14,25 ± 0,04	14,30 ± 0,03
12	17,42 ± 0,02	16,00 ± 0,04	15,91 ± 0,04	13,35 ± 0,05	13,41 ± 0,04

**Tabela 4.5.** Valores de kerma no ar, em unidades de mGy, para uma tensão de 60 kV, 80 mAs e área do campo de radiação igual a 5 x 5 cm. Os dados foram obtidos em um equipamento clínico da marca Philips que opera na faixa de energia de radiologia convencional. Na coluna 2 estão ilustrados os valores de kerma obtidos com placas de cera pura, cera e óxido de cobre não-nanométrico (coluna 3), cera e óxido de cobre nanométrico (coluna 4), cera e óxido de zinco não-nanométrico (coluna 5), cera e óxido de zinco nanométrico (coluna 6). Os dados foram obtidos para uma distância de 60 cm foco-detector e 30 cm placas-detector. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão das medidas experimentais.

Espessura (mm)	Kerma no Ar (mGy)				
	Cera de Abelha Pura	Cera + CuO (5%) NÃO Nanométrico	Cera + CuO (5%) Nanométrico	Cera + ZnO (10%) NÃO Nanométrico	Cera + ZnO (10%) Nanométrico
0	7,168 ± 0,03	7,168 ± 0,03	7,168 ± 0,03	7,168 ± 0,03	7,168 ± 0,03
2	6,905 ± 0,06	6,739 ± 0,01	6,676 ± 0,03	6,381 ± 0,01	6,443 ± 0,01
4	6,637 ± 0,05	6,322 ± 0,04	6,284 ± 0,02	5,629 ± 0,02	5,659 ± 0,03
6	6,385 ± 0,03	5,919 ± 0,04	5,859 ± 0,01	4,971 ± 0,03	5,018 ± 0,04
8	6,150 ± 0,04	5,561 ± 0,02	5,459 ± 0,02	4,412 ± 0,04	4,499 ± 0,02
10	5,920 ± 0,01	5,228 ± 0,03	5,171 ± 0,04	4,004 ± 0,03	4,042 ± 0,05
12	5,697 ± 0,02	4,913 ± 0,04	4,893 ± 0,02	3,639 ± 0,02	3,648 ± 0,01



**Figura 4.8.** Valores de kerma no ar normalizado pelo valor máximo, em função da espessura do material atenuador, para tensão de 102kV.



**Figura 4.9.** Valores de kerma no ar normalizado pelo valor máximo, em função da espessura do material atenuador, para tensão de 60kV.

Os resultados apresentados nas Figuras 4.8 e 4.9 mostram uma leve tendência de maior atenuação da radiação pelo o óxido de cobre na forma nanométrica que o óxido de cobre na forma não-nanométrica. A maior diferença encontrada foi de 1,83% na tensão de 60 kV. Para o caso do óxido de zinco verificou-se uma diferença de no máximo 1,93% na tensão de 60 kV\*.

#### 4.2.2 Atenuação da Radiação em Mamografia

Os espectros de raios X usados nos estudos de atenuação, gerados pelo equipamento clínico de mamografia, foram caracterizados a partir da determinação da camada semi-redutora e da tensão aplicada ao tubo de raios X. Os resultados obtidos a partir de medições experimentais estão dispostos na Tabela 4.6.

**Tabela 4.6** Valores da tensão nominal (coluna 2), tensão experimental aplicada ao tubo de raios X (coluna 3), produto corrente-tempo nominal (coluna 4), na coluna 5 a camada semi-redutora (CSR) relativo aos feixes de raios X produzidos pelo equipamento de mamografia.

Anodo/Filtro	kVp Nominal (kV)	kVp Experimental (kV)	mAs Nominal	CSR (mmAl)
Mo/Mo	30	29,29 ± 0,02	50	0,39 ± 0,05
Mo/Mo	26	24,97 ± 0,01	50	0,37 ± 0,05
Mo/Mo	22	21,13 ± 0,06	50	0,35 ± 0,05

De acordo com o manual técnico da ANVISA (2006), os valores de camada semi-redutora em mamografia, para um tubo de raios X com anodo de molibdênio e filtro de molibdênio, considerando diferentes valores de kVp e tipo de retificação do equipamento de raios X estão em conformidade com os valores encontrados, tendo em vista que para uma tensão de 29 kV o valor mínimo da CSR para gerador trifásico deve ser 0,32 mm de Al.

A partir dos resultados apresentados na Tabela 4.6, é possível verificar que a tensão nominal e a tensão experimental aplicada ao tubo de raios X apresentam uma diferença de 2,36% na tensão de 30kV, 3,96% na tensão de 26kV e de 3,95% para a tensão de 22kV, estando assim em conformidade com o manual técnico da ANVISA (2006) que preconiza uma variação máxima de ± 10%.

\* No entanto na faixa de energia utilizada a diferença na atenuação da radiação por materiais nanoparticulados e não-nanoparticulados é pouco significativo.

As Tabelas 4.7, 4.8 e 4.9 ilustram os valores de kerma no ar atenuados por cera de abelha pura bem como para o óxido de cobre na forma não-nanoparticulada e na forma nanoparticulada agregados a cera de abelha, óxido de zinco na forma não-nanoparticulada e nanoparticulada agregados a cera de abelha, nas tensões de 22, 26 e 30 kV. A proporção de óxido de cobre na cera de abelha é de 5% e de óxido de zinco é de 10%. Os resultados obtidos estão ilustrados graficamente nas Figuras 4.10, 4.11 e 4.12.

Os resultados mostram que a atenuação da radiação diminui exponencialmente com o aumento da espessura do material. Além disso, a atenuação da radiação pelos materiais aumenta com a diminuição da tensão aplicada ao tubo de raios X.

Comparando-se os valores de kerma no ar obtidos para o óxido de cobre na forma nanoparticulada e não-nanoparticulada, para as tensões de 22, 26 e 30 kV, verifica-se que a atenuação pelo material nanoparticulado é maior.

Para o caso do óxido de zinco verifica-se que a atenuação da radiação pelo material na forma não-nanoparticulada é maior. No entanto, a diferença de atenuação pelo óxido de zinco é menos significativa que para o caso do óxido de cobre.

**Tabela 4.7** Valores de kerma no ar, em unidades de mGy, para uma tensão de 30 kV, 71 mAs e área do campo de radiação igual a  $5 \times 5\text{cm}^2$ . Os dados foram obtidos em um equipamento clínico da marca GE que opera na faixa de energia de mamografia. Na coluna 2 estão ilustrados os valores de kerma obtidos com placas de cera pura, cera e óxido de cobre não-nanométrico (coluna 3), cera e óxido de cobre nanométrico (coluna 4), cera e óxido de zinco não-nanométrico (coluna 5), cera e óxido de zinco nanométrico (coluna 6). Os dados foram obtidos para uma distância de 60 cm foco-detector e 30 cm placas-detector. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão das medidas experimentais.

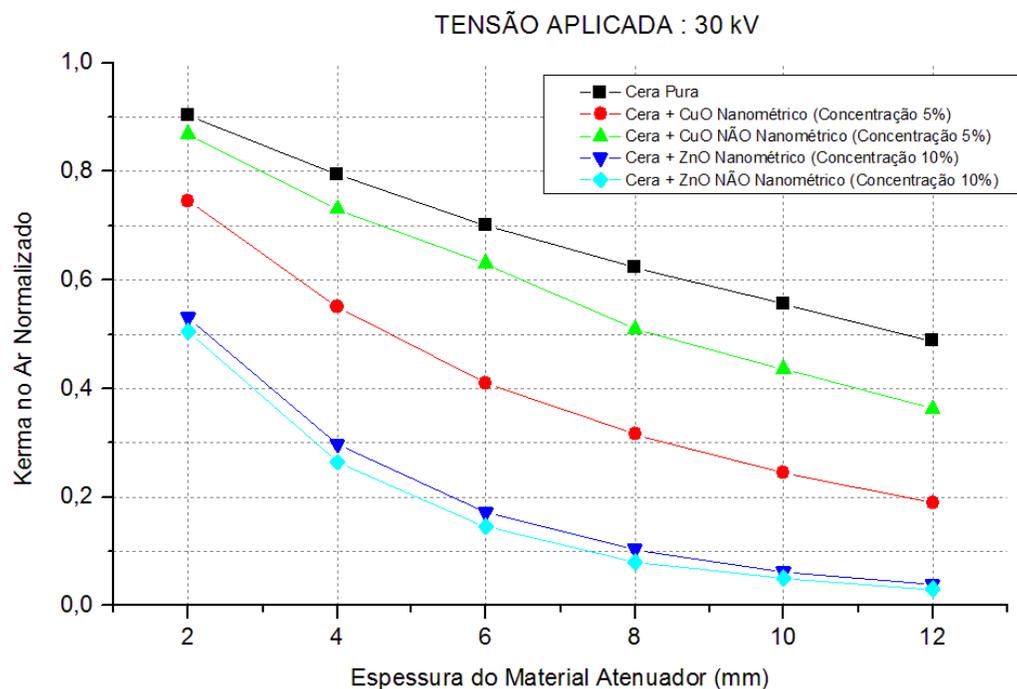
Espessura (mm)	Kerma no Ar (mGy)				
	Cera de Abelha Pura	Cera + CuO (5%) NÃO Nanométrico	Cera + CuO (5%) Nanométrico	Cera + ZnO (10%) NÃO Nanométrico	Cera + ZnO (10%) Nanométrico
0	7,434 ± 0,03	7,434 ± 0,03	7,434 ± 0,03	7,434 ± 0,03	7,434 ± 0,03
2	6,710 ± 0,04	6,456 ± 0,01	5,542 ± 0,03	3,758 ± 0,01	3,940 ± 0,02
4	5,904 ± 0,05	5,428 ± 0,02	4,089 ± 0,04	1,964 ± 0,04	2,210 ± 0,03
6	5,206 ± 0,03	4,677 ± 0,03	3,048 ± 0,02	1,079 ± 0,03	1,274 ± 0,04
8	4,630 ± 0,02	3,787 ± 0,02	2,348 ± 0,02	0,599 ± 0,04	0,767 ± 0,03
10	4,130 ± 0,02	3,237 ± 0,03	1,816 ± 0,03	0,375 ± 0,03	0,460 ± 0,05
12	3,626 ± 0,02	2,694 ± 0,01	1,406 ± 0,01	0,223 ± 0,04	0,291 ± 0,04

**Tabela 4.8** – Valores de kerma no ar, em unidades de mGy, para uma tensão de 26 kV, 71 mAs e área do campo de radiação igual a 5 x 5cm<sup>2</sup>. Os dados foram obtidos em um equipamento clínico da marca GE que opera na faixa de energia de mamografia. Na coluna 2 estão ilustrados os valores de kerma obtidos com placas de cera pura, cera e óxido de cobre não-nanométrico (coluna 3), cera e óxido de cobre nanométrico (coluna 4), cera e óxido de zinco não-nanométrico (coluna 5), cera e óxido de zinco nanométrico (coluna 6). Os dados foram obtidos para uma distância de 60 cm foco-detector e 30 cm placas-detector. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão das medidas experimentais.

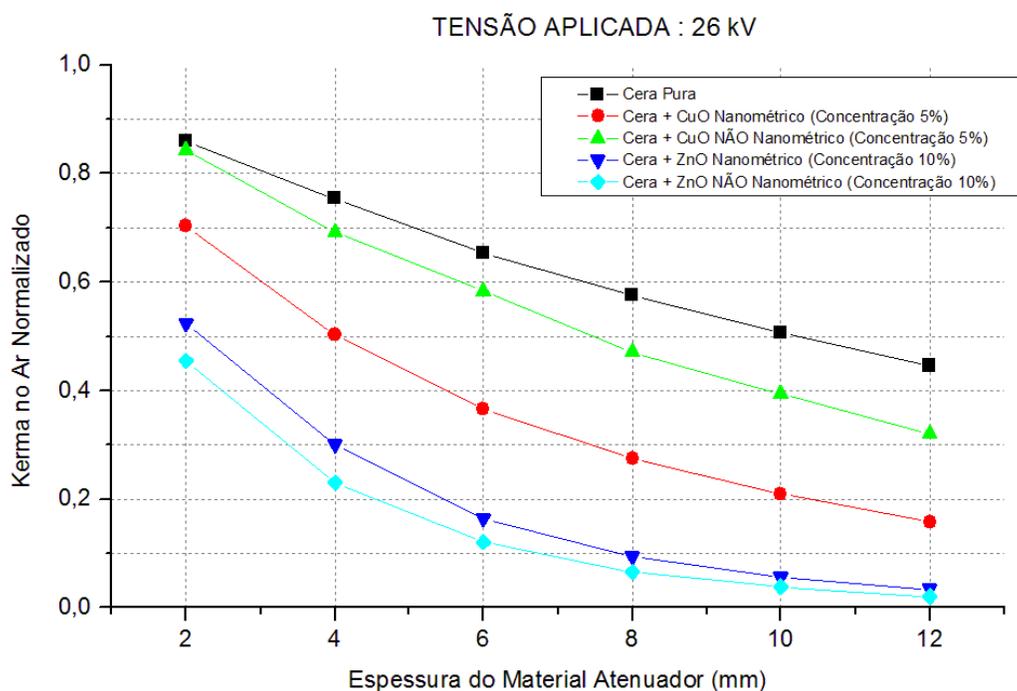
Espessura (mm)	Kerma no Ar (mGy)				
	Cera de Abelha Pura	Cera + CuO (5%) NÃO Nanométrico	Cera + CuO (5%) Nanométrico	Cera + ZnO (10%) NÃO Nanométrico	Cera + ZnO (10%) Nanométrico
0	4,483 ± 0,04	4,483 ± 0,04	4,483 ± 0,04	4,483 ± 0,04	4,483 ± 0,04
2	3,854 ± 0,03	3,781 ± 0,01	3,153 ± 0,02	2,039 ± 0,03	2,349 ± 0,03
4	3,380 ± 0,04	3,103 ± 0,01	2,254 ± 0,01	1,033 ± 0,02	1,346 ± 0,03
6	2,928 ± 0,01	2,616 ± 0,04	1,639 ± 0,03	0,542 ± 0,03	0,737 ± 0,04
8	2,582 ± 0,02	2,111 ± 0,02	1,233 ± 0,02	0,294 ± 0,04	0,425 ± 0,05
10	2,273 ± 0,04	1,765 ± 0,03	0,940 ± 0,04	0,173 ± 0,05	0,254 ± 0,05
12	1,998 ± 0,02	1,436 ± 0,03	0,711 ± 0,03	0,090 ± 0,04	0,150 ± 0,06

**Tabela 4.9** Valores de kerma no ar, em unidades de mGy, para uma tensão de 22 kV, 71 mAs e área do campo de radiação igual a 5 x 5cm<sup>2</sup>. Os dados foram obtidos em um equipamento clínico da marca GE que opera na faixa de energia de mamografia. Na coluna 2 estão ilustrados os valores de kerma obtidos com placas de cera pura, cera e óxido de cobre não-nanométrico (coluna 3), cera e óxido de cobre nanométrico (coluna 4), cera e óxido de zinco não-nanométrico (coluna 5), cera e óxido de zinco nanométrico (coluna 6). Os dados foram obtidos para uma distância de 60 cm foco-detector e 30 cm placas-detector. As incertezas apresentadas correspondem ao desvio padrão das medidas experimentais.

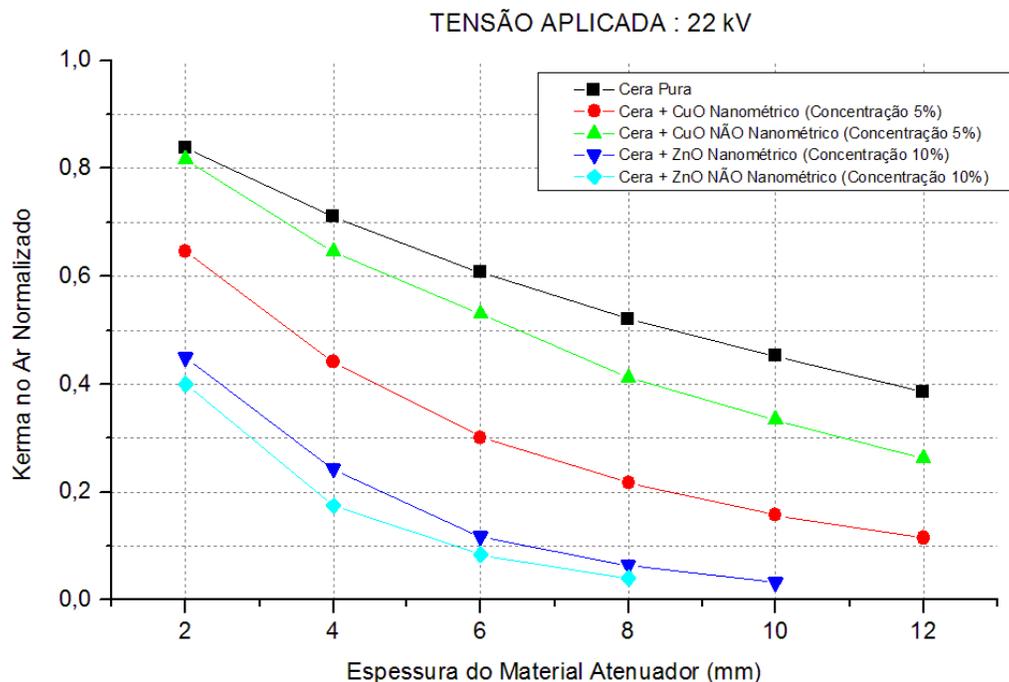
Espessura (mm)	Kerma no Ar (mGy)				
	Cera de Abelha Pura	Cera + CuO (5%) NÃO Nanométrico	Cera + CuO (5%) Nanométrico	Cera + ZnO (10%) NÃO Nanométrico	Cera + ZnO (10%) Nanométrico
0	2,216 ± 0,05	2,216 ± 0,05	2,216 ± 0,05	2,216 ± 0,05	2,216 ± 0,05
2	1,857 ± 0,03	1,809 ± 0,01	1,431 ± 0,02	0,887 ± 0,03	0,996 ± 0,03
4	1,574 ± 0,03	1,430 ± 0,03	0,978 ± 0,03	0,387 ± 0,04	0,539 ± 0,04
6	1,345 ± 0,02	1,174 ± 0,04	0,668 ± 0,05	0,185 ± 0,06	0,260 ± 0,06
8	1,154 ± 0,03	0,914 ± 0,05	0,483 ± 0,07	0,089 ± 0,08	0,141 ± 0,05
10	1,001 ± 0,04	0,739 ± 0,05	0,348 ± 0,05	-	0,071 ± 0,06
12	0,854 ± 0,04	0,581 ± 0,06	0,255 ± 0,06	-	-



**Figura 4.10.** Valores de kerma no ar normalizado pelo valor máximo, em função da espessura do material atenuador, para tensão de 30kV.



**Figura 4.11.** Valores de kerma no ar normalizado pelo valor máximo, em função da espessura do material atenuador, para tensão de 26kV.



**Figura 4.12.** Valores de kerma no ar normalizado pelo valor máximo, em função da espessura do material atenuador, para tensão de 22kV.

Os resultados de atenuação para o óxido de cobre na forma nanométrica mostraram uma eficiência de atenuação da radiação superior em até 23% com relação às estruturas na forma não-nanométrica. Este fato pode ser explicado devido a melhor incorporação das partículas nanométricas a cera de abelha. Para o óxido de zinco obteve-se uma atenuação para o material não-nanométrico superior em até 7 % com relação as estruturas na forma nanométrica.

Os resultados obtidos neste trabalho mostram que existe uma variação na interação da radiação com a matéria na região de baixa energia entre materiais nanoestruturados e não-nanoestruturados. A diferença encontrada pode ter origem não apenas na redução de tamanho das partículas.

Para o óxido de cobre verificou-se um aumento na atenuação da radiação com a redução do tamanho enquanto que para o óxido de zinco houve uma redução na atenuação da radiação para o material na forma nanométrica. Portanto, além da redução de tamanho a distribuição de cargas superficiais nas nanopartículas e a dispersão das mesmas na cera de abelha também desempenham um papel importante na interação da radiação com a matéria. Os resultados obtidos neste trabalho sugerem que a aplicação das nanopartículas, levando-se em conta as propriedades das mesmas, podem ser associadas a outros materiais para otimizar o custo da proteção radiológica.

## 5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste trabalho foram produzidas placas compostas de óxido de zinco (ZnO) e óxido de cobre (CuO), ambos na forma nanométrica e não-nanométrica, associadas a cera de abelha alvejada. As placas apresentam 2 mm de espessura com dimensões 10 cm x 10 cm. A dispersão dos óxidos na cera de abelha foi avaliada por meio de imagens de microtomografia computadorizada e a cristalinidade das amostras por meio de espectros de difração de raios X. As imagens de microtomografia evidenciaram que a dispersão das partículas de óxido de cobre, na forma nanométrica e não-nanométrica, foi uniforme ao longo de toda a placa. Para o caso da associação do óxido de zinco a cera de abelha, a dispersão do material nanoestruturado foi uniforme enquanto que para o material não-nanoestruturado verificou-se a formação de bolhas de ar ao longo da amostra. Os espectros de difração de raios X mostraram que para o caso da agregação do óxido de cobre a cera de abelha nas duas amostras possuíam baixa cristalinidade. Por outro lado, para a amostra de óxido de zinco não-nanoestruturado os espectros de difração de raios X revelaram baixa cristalinidade enquanto que para as amostras de óxido de zinco na forma nanoestruturadas apresentaram picos estreitos e bem definidos evidenciando a alta cristalinidade da amostra. Os resultados obtidos comprovam a viabilidade do método empregado para a associação dos compósitos na forma nanométricas e não-nanométricas a cera de abelha alvejada.

As propriedades de atenuação das amostras produzidas foram avaliadas em feixes de raios X de alta energia, produzidos por um equipamento de radiologia convencional, e baixa energia produzidos por um equipamento clínico de mamografia. A caracterização dos feixes produzidos por estes equipamentos foi realizada por meio da determinação experimental da camada semi-redutora e da tensão aplicada ao tubo de raios X.

Na região de radiologia convencional foram realizadas medições de kerma no ar para diferentes espessuras de material nas tensões de 60 e 102 kV. Os resultados obtidos para as medidas de kerma no ar transmitido em função das espessuras de material dos diferentes compósitos empregados neste estudo para a faixa de energia utilizada em radiologia convencional mostraram uma leve tendência de maior atenuação da radiação pelo o óxido de cobre na forma nanométrica que o óxido de cobre na forma não-nanométrica. A maior diferença encontrada foi de 1,83% na tensão de 60 kV. Para o caso do óxido de zinco verificou-se uma diferença de no máximo 1,93% na tensão de 60 kV. Observa-se uma tendência de maior atenuação pelo óxido de zinco na forma não-nanoparticulada.

Na região de mamografia foram realizadas medições de kerma no ar para diferentes espessuras de material nas tensões de 30, 26 e 22 kV. Os resultados de atenuação da radiação para feixes de mamografia para o óxido de cobre na forma nanométrica mostraram uma eficiência na

atenuação da radiação superior em até 23% com relação às estruturas na forma não-nanométrica. Para o óxido de zinco obtivemos uma atenuação para o material não-nanométrico superior em até 7% com relação as estruturas na forma nanométrica. Os resultados mostram que a atenuação da radiação diminui exponencialmente com a espessura do material. Além disso, a atenuação da radiação pelos materiais aumenta com a diminuição da tensão aplicada ao tubo de raios X.

As diferenças encontradas podem ter origem não apenas na redução do tamanho da partícula. Para o óxido de cobre verificou-se um aumento na atenuação da radiação com a redução do tamanho enquanto que para o óxido de zinco houve uma redução na atenuação da radiação para o material na forma nanométrica. Portanto, além da redução de tamanho a distribuição de cargas superficiais das nanopartículas e a dispersão das mesmas na cera de abelha também devem desempenhar um papel importante na interação da radiação com a matéria.

Pretendemos posteriormente agregar esses materiais a outros compostos de maior dureza a fim de avaliar a resistência mecânica das amostras assim como avaliar a eficiência na atenuação para diferentes formas de radiação e em altas energias. A avaliação destas propriedades pode fornecer indicativos de aplicação destes materiais no campo espacial para blindagem de dispositivos eletrônicos evitando assim a exposição a radiações ionizantes.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMRITPHALE, S. S.; AVNEESH, A.; NAVIN, C.; RAMAKRISHNAN, N. **A novel process for making radiopaque materials using bauxite red mud.** Journal of the European Ceramic Society, v. 27, n. 4, p. 1945-1951, 2007.

ARCHER, B. R.; FEWELL, T. R.; CONWAY, B. J.; QUINN, P. W. **Attenuation Properties of Diagnostic X-ray Shielding Materials.** Medical Physics, v. 21, n. 9, p.1499-1507, 1994.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry.** New York: John Wiley & Sons, 1986.

BERGMANN, C. P.; HOHEMBERGER, J. M.; TAKIMI, A. S.; LEÃO, A. P. B. ; BASEGIO, T. M. **Combustion Synthesis of Nanometric CuO Using Different Combustible to Oxidant Ratios.** In: V Encontro da SBPMat e Brazilian MRS Meeting, Florianópolis, v. 1, 2006.

BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Diretrizes básicas de proteção radiológica – CNEN-NN-3.01.** Ministério da ciência e tecnologia, 2005.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. AGÊNCIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança,** Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BRINATTI, A. M. **Uso de Espectroscopias e Difração de Raios X Aplicadas à Caracterização Mineralógica de Solos.** Tese (Doutorado em Física), Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2001.

CAMPOS, C. E. M. **Propriedades Físicas de Nanomateriais Produzidos por Síntese Mecânica,** Tese (doutorado em Física), Universidade Federal de Santa Catarina, 2005.

CULLITY, B. D. **Elements of X-ray Diffraction.** U.S.A.: Addison-Wesley Publishing Company, Inc., 1959.

DURAN, Nelson; MATTOSO, Luiz Henrique Capparelli; MORAIS, Paulo Cesar de. **Nanotecnologia: introdução, preparação e caracterização de nanomateriais e exemplos de aplicação.** São Paulo: Artliber, 2006.

EL HABER, Fady; FROYER, Gerard. **Transparent polymers embedding nanoparticles for x-rays attenuation (review).** Journal of the University of Chemical Technology and Metallurgy, v. 43, n.3, p. 283-290, 2008.

FAN, G. H.; GENG, L.; WANG, G. S.; ZHENG, Z. Z. **A novel radiation protection material: BaPbO<sub>3</sub>/Al composite.** Materials and Design, v. 30, n. 3, p. 862-866, 2008.

FAN, g. H.; GENG, L.; ZHENG, Z. Z.; WANG, G. S.; ZHENG, P. Q. **Preparation and characterization of Al<sub>18</sub>B<sub>4</sub>O<sub>33</sub> + BaPbO<sub>3</sub>/Al hybrid composite.** Materials Letters, v. 62, p. 2670-2672, 2009.

FENG, Y. J.; SUN, X. J.; SUN, L. X. **Electronic structure and X-photon absorption ability of BaPbO<sub>3</sub>.** Chinese Journal of Inorganic Chemistry, v. 18, p. 342–346, 2003.

FISHBINE, Glenn. **The investor's guide to nanotechnology & micromachines.** New York: John Wiley & Sons, 2002.

INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Guia para expressão da incerteza de medição, terceira edição brasileira em língua portuguesa.** Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2003.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** New York: Pergamon Press, 1990 (ICRP Report No. 60).

JOHNS, Harold Elford; CUNNINGHAM, John Robert. **The Physics of Radiology.** Springfield: Charles C. Thomas, 1983.

KNOLL, Glenn. F. **Radiation Detection and Measurement.** Wiley, v.1, p. 34-35, 1989.

KOBAYASHI, S.; HOSODA, N.; TAKASHIMA, R. **Tungsten alloys as radiation protection materials**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, v. 309, p. 426-430, 1997.

KÜNZEL, Roseli. **Espectrometria de raios x em mamografia aplicada á proteção radiológica**. Tese (Doutorado em Ciências), Universidade de São Paulo, USP, 2006.

LIN, Quan; YANG, Bai; LI, Jun; MENG, Xuesong; SHEN, Jiacong. **Synthesis, characterization and property studies of Pb<sup>2+</sup>- containing optical resins**. Polymer, v. 41, n. 23, p. 8305-8309, 2000.

LIMA, Inayá; APPOLONI, Carlos; OLIVEIRA, Luis; LOPES, Ricardo. **Caracterização de materiais cerâmicos através da microtomografia computadorizada 3d**. Revista Brasileira de Arqueometria, Restauração e Conservação. v.1, n.2, p.022 – 027, 2007.

LIU, Li; He, Lei; YANG, Cheng; ZHANG, Wan; JIN, Ri-Guang; ZHANG, Li-Qun. **In situ reaction and radiation protection properties of Gd (AA) 3/NR composites**. Macromolecular Rapid Communications, v. 25, n. 12, p. 1197-1202, 2004.

MARCONATO, José Augusto. **Redução de dose e aumento na vida útil do tubo de RX em um equipamento de tomografia computadorizada**. Dissertação (Mestrado em Ciências). Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, 2005.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria 453: Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Brasília, Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Structural Shielding design for medical X-ray imaging facilities**, Bethesda, MD, 2004 (NCRP Report 147).

McMURDIE, H. F. et al. **Methods of Producing Standard X-Ray Diffraction Powder Patterns**. Powder Diffraction, v. 1, n. 1, p. 76, 1986.

NABEL et al. **Comparison of microfocuss x-rays units**. The British Journal NDT, v. 28. n. 03, p. 133-153, 1986.

NAIR, C. G. R.; MATHEW, Suresh; NINAN; K. N. **Thermoanalytical investigations on kinetics and mechanism of deamination of tris (ethylenediamine) copper (II) sulphate.** Journal of Thermal Analysis and Calorimetry, v. 37, n. 10, p. 2325-2334, 1991.

NICOLAU, D. E.; PHILLIMORE, J.; CROSS, R.; NICOLAU, D. V. **Nanotechnology at the crossroads: the hard or the soft way?** Microelectronics Journal, v. 31, p. 611-616, 2000.

RADON et al. **On the functions from their integrals along certain manifolds.** Ber. Searchs. Akad. Wies. Liepzing, Math. Phys. Klars. v69, p262-277, 1971.

RIETH, Michael. **Nano-engineering in science and technology: an introduction to the world of nanodesign.** Series on the Foundations of Natural Science and Technology, v. 6, New Jersey: World Scientific, 2003.

ROCCO, Mihail C.; BAINBRIDGE, William Sims. **Societal implications of nanoscience and nanotechnology - NSET Workshop Report.** Virginia: National Science Foundation, 2001.

SEEMAN, Nadrian C. **DNA nanotechnology.** Materials Today, v. 6. n. 1, p.24-29, 2003.

SINGH, Narveer; SINGH, Kanwar Jit; SINGH, Kulwant; SINGH, Harvinder. **Gamma-ray attenuation studies of PbO–BaO– B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> glass system.** Radiation Measurements, v. 41, n. 1, p. 84-88, 2006.

SWANSON, H. E.; Tatge, E. **Standard X-ray diffraction powder patterns.** National Bureau of Standards, Washington, Circ. 539, v. 1, 1953.

TAHUATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, M. A. R. R. D. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** 5º revisão. Rio de Janeiro: IRD-CNEN, 2003.

TAYLOR, E.W. **Organics, polymers and nanotechnology for radiation hardening and shielding applications,** SPIE, v. 6713, n. 671307, p. 1-10, 2007.

VAN VLACK, L. H. **Princípios de ciência e tecnologia dos materiais.** 4. Ed. Rio de Janeiro: Editora Campus, 1984. p. 115-118,144.

WOLBARST, A. B. **Physics of radiology**. Norwalk: Appleton & Lange, 1993.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)