



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS FILME-CONVERSOR  
PARA RADIOGRAFIA COM NÊUTRONS**

**MARCOS LEANDRO GARCIA ANDRADE**

Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau  
de Mestre em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientador:  
Dr. Reynaldo Pugliesi

**São Paulo  
2002**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**Caracterização de Sistemas Filme - Conversor para  
Radiografia com Nêutrons**

**Marcos Leandro Garcia Andrade**



Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do  
Grau "Mestre na Área de Tecnologia  
Nuclear - Aplicações"

Orientador: Prof. Dr. Reynaldo Pugliesi

São Paulo  
2002

À minha esposa **Paula**  
Aos meus pais **José Carlos** (in memorian) e **Janete**

**A Deus**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todos que, de algum modo, tenham participado na realização deste trabalho, dos quais particularmente destaco:

**Prof. Dr. Reynaldo Pugliesi** por sua dedicação na orientação deste trabalho, apoio e incentivo em minha formação científica.

**IPEN** pela oportunidade e permissão de realizar este trabalho em suas instalações, e apoio técnico-administrativo.

Aos amigos do **TFF** e **Reator** pelo apoio e discussões técnicas importantes para a realização deste trabalho.

Aos amigos **Mário Olímpio** e **Marco Antônio** pela convivência e cooperação no grupo de trabalho.

A minha **mãe** e a meus irmãos, **Paulus**, **Veridiana**, e **José Carlos** pelo incentivo e apoio durante mais esta etapa vencida.

Ao meu sogro e sogra, **Shiguehiki** e **Claudete**, pelo apoio, incentivo e paciência durante todo esse tempo.

A minha avó, **Oscarlina**, por sua dedicação e paciência desde o início de minha formação acadêmica.

Especialmente à minha esposa, **Paula Serra Sasaki Andrade**, pelo apoio, incentivo, dedicação, compreensão e acima de tudo o seu amor durante todos esses anos de convivência e trabalho.

E acima de tudo e todos a **Deus**, por mais esta etapa vencida.

**Marcos**

## ÍNDICE ANALÍTICO

<b>LISTA DE TABELA</b>	01
<b>LISTA DE FIGURAS</b>	02
<b>RESUMO</b>	04
<b>ABSTRACT</b>	05
<b>INTRODUÇÃO</b>	06
<b>CAPÍTULO 1 FUNDAMENTOS DA TÉCNICA DA RADIOGRAFIA COM NÊUTRONS</b>	
1.1. Nêutrons e a Matéria	10
1.1.1. Propriedades do Nêutron	10
1.1.2. Interação Nêutron-Núcleo	11
1.1.3. Transmissão de Nêutrons pela Matéria	12
1.2. A Técnica da Radiografia com Nêutrons	13
1.2.1. Histórico	13
1.2.2. Conceitos Básicos	14
1.2.3. Fonte de Nêutrons	16
1.2.4. Colimador de Nêutrons	19
1.2.5. Filtros contra a Radiação gama	21
1.2.6. Sistema Filme-Convertor para o Registro da Imagem	21
1.2.6.1. Método Direto	23
1.2.6.2. Método Indireto	23
1.3. Caracterização de Sistemas Filme-Convertor	28
<b>CAPÍTULO 2 O EQUIPAMENTO RADIOGRÁFICO DO IPEN-CNEN/SP</b>	
2.1. Breve Histórico sobre a Radiografia com Nêutrons no IPEN	32
2.2. Equipamento Radiográfico Atual	34
<b>CAPÍTULO 3 OBTENÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS</b>	
3.1. Caracterização dos Sistemas Filme-Convertor	39
3.1.1. Curvas Características	41
3.1.2. Sensibilidade	44
3.1.3. Resolução	51
3.1.4. Dados para a Posição de Fluxo Máximo	56
<b>CAPÍTULO 4 CONCLUSÕES</b>	64
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	72

## LISTA DE TABELAS

### TABELAS

1.1 - Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia cinética.....	12
1.2 - Fontes radioisotópicas empregadas em radiografia com nêutrons.....	17
1.3 - Características de alguns materiais conversores.....	22
2.1 - Características dos feixes de nêutrons extraídos dos canais de irradiação 03 e 10 do reator IEA-R1.....	32
2.2 - Características do feixe de nêutrons extraído do primeiro equipamento radiográfico, instalado no canal de irradiação 08 do reator IEA-R1.....	33
2.3 - Características do feixe de nêutrons extraído do presente equipamento radiográfico, instalado no canal de irradiação 08 do reator IEA-R1.....	38
3.1 - Valores dos contrastes óticos médios, intervalos de exposição para a região de maior contraste, da faixa dinâmica, e do tempo de irradiação para os sistemas filme-conversor estudados.....	46
3.2 - Valores dos parâmetros de sensibilidade efetivo para materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.....	46
3.3 - Valores das espessuras mínimas discerníveis para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.....	50
3.4 - Condição de exposição (ou tempo de irradiação) para se obter densidade ótica aproximadamente 2.....	51
3.5 - Valores da resolução intrínseca para cada sistema filme-conversor estudado.....	55
3.6 - Valores dos contrastes óticos médios, intervalos de exposição para a região de maior contraste, da faixa dinâmica, e do tempo de irradiação para os sistemas filme-conversor estudados.....	56
3.7 - Valores dos parâmetros de sensibilidade efetivo para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.....	60
3.8 - Valores das espessuras mínimas discerníveis para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.....	60
3.9 - Valores da resolução intrínseca para cada sistema filme-conversor estudado.....	63

## LISTA DE FIGURAS

1.1 - Coeficientes de atenuação para nêutrons térmicos e raios-X em função do número atômico dos elementos.....	15
1.2 - Esquema de um colimador do tipo cônico divergente.....	19
1.3 - Resolução geométrica, para um colimador tipo cônico divergente, mostrando o efeito da divergência angular.....	20
1.4 - Diagrama esquemático mostrando as disposições de irradiação (1) e (2).....	24
1.5 - Diagrama esquemático para o método de irradiação direto.....	25
1.6 - Diagrama esquemático para o método de irradiação indireto.....	27
2.1 - Diagrama esquemático mostrando os componentes do equipamento radiográfico, instalados no interior do canal de irradiação 08.....	35
2.2 - Diagrama esquemático do equipamento radiográfico instalado no canal de irradiação 08, utilizado para o trabalho.....	37
3.1 - Curva característica para o sistema Kodak-AA/Gd evaporado.....	43
3.2 - Curva característica para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.....	43
3.3 - Curva característica para o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> .....	43
3.4 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Kodak-AA/Gd evaporado.....	47
3.5 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.....	48
3.6 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> .....	49
3.7 - Varredura típica na distribuição de densidade ótica para o sistema Kodak-AA/Gd evaporado.....	53
3.8 - Varredura típica na distribuição de densidade ótica para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.....	53
3.9 - Varredura típica na distribuição de densidade ótica para o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> .....	53
3.10 - Comportamento da resolução total em função da distância aos sistemas filme-conversor.....	54

3.11 - Curva característica para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.....	57
3.12 - Curva característica para o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> .....	57
3.13 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.....	58
3.14 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> .....	59
3.15 - Varredura típica na distribuição de densidade ótica para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.....	61
3.16 - Varredura típica na distribuição de densidade ótica para o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> .....	61
3.17 - Comportamento da resolução total em função da distância aos sistemas filme-conversor.....	62
3.18 - Exemplos de radiografias com nêutrons, obtidas de um protótipo de coração artificial, com o sistema Kodak-AA/Gd evaporado: a) vista parcial superior; b) perfil; c) vista superior total.....	65
3.19 - Exemplos de radiografias com nêutrons obtidas com o sistema Kodak-AA/Gd metálico: a) relês empregados em satélites; b) e c) componentes pirotécnicos utilizados na indústria aeroespacial.....	66
3.20 - Exemplos de radiografias com nêutrons obtidas com o sistema Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub> : a) microrachadura em concreto; b) projéteis de armas; c) vane de turbina.....	67
3.21 - Diagrama esquemático mostrando o sistema improvisado para imagens em tempo-real.....	70

## RESUMO

### Caracterização de Sistemas Filme - Conversor para Radiografia com Nêutrons

**Marcos Leandro Garcia Andrade**

Normalmente uma radiografia é dita de boa qualidade quando a imagem visualizada no filme exhibe elevado contraste e contornos bem definidos. Tecnicamente, "elevado contraste" significa alto poder para discernir variações de espessuras, e "contornos bem definidos", alto poder de resolução.

No presente trabalho foram determinadas as condições ótimas para a obtenção de radiografias com nêutrons, nos seguintes sistemas filme-conversor: Kodak-AA/Gd evaporado; Kodak-AA/Gd metálico; Kodak-AA/LiF; Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>. Todas as irradiações foram realizadas em um equipamento radiográfico que foi projetado e construído pelo grupo de radiografia com nêutrons do IPEN-CNEN/SP e que está instalado no canal de irradiação 08 do reator nuclear de pesquisas IEA-R1 deste instituto.

O ponto de partida destes estudos foi a determinação dos intervalos de exposição ao feixe de nêutrons para os quais o contraste ótico provido, seja máximo, e a partir destes quantificar, a sensibilidade ou capacidade para discernir espessuras de materiais, bem como a resolução espacial na imagem radiográfica, para cada um destes sistemas. Os melhores resultados foram obtidos para o Kodak-AA/Gd evaporado, o qual é capaz por exemplo de discernir espessuras de 0,024cm de lucite, com uma resolução máxima de 22µm.

As imagens radiográficas com nêutrons, que estão sendo obtidas no IPEN-CNEN/SP, possuem qualidade similar quando comparadas com aquelas de outros centros, no exterior, que estão utilizando os mesmos sistemas filme-conversor.

## **ABSTRACT**

### **Characterization of Film-Converter screens Systems for Neutron Radiography**

**Marcos Leandro Garcia Andrade**

In general a good quality radiography is that one able to furnish high contrast and sharp edge images. Technically "high contrast" means high capability to discern material thickness and "sharp edges", high resolution power.

In the present work the optimal conditions to obtain neutron radiography images by using the following film-converter screen systems, Kodak-AA/Gd vaporated; Kodak-AA/Gd matallic; Kodak-AA/LiF; Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, have been determined. The irradiations were performed in a radiographic facility which was designed and constructed by the neutron radiography workin group and is installed at the beam-hole 08 of the IEA-R1 nuclear research reactor of the IPEN-CNEN/SP.

In order to determine such conditions, the start point was to evaluate the neutron exposure interval for which the optical contrast is maximal and so quantify the sensitivity or capablibity to discern material thickness, as well as the spatial resolution achieved in the radiographic image, for these systems. The best results heve been obtained for the Kodak-AA/Gd vaporated system which is able to discern, for example, 0,024cm of lucite, with a maximal resolution of 22 $\mu$ m.

The radiography images presently obtained in IPEN-CNEN/SP have similar quality when compared to the ones from several other research centers, around the world, whose making use of the same film-converter screens systems.

## INTRODUÇÃO

A idéia de se utilizar o nêutron como partícula de prova, para fins radiográficos, surgiu em 1935, três anos após a sua descoberta. Com o advento e o emprego dos reatores nucleares houve a crescente necessidade de se realizar inspeções nos seus elementos combustíveis, e na década de 60 a técnica da radiografia com nêutrons foi capaz de propiciar as primeiras imagens destes componentes, altamente radioativos [1, 2].

Para a grande maioria das inspeções radiográficas, os nêutrons empregados possuem baixas energias, de até 0,5eV denominados "lentos", pois, é nesta região que alguns dos elementos de interesse exibem grandes diferenças nos valores dos seus coeficientes de atenuação [3].

Quando comparados com os coeficientes correspondentes à raios-X de energia 125keV, tipicamente empregados para fins radiográficos, pode-se constatar que existe praticamente uma inversão destes valores. Assim, em muitas situações, radiografias obtidas com nêutrons e com raios-X, proporcionam informações complementares à respeito do material em inspeção [4]. Enquanto que os raios-X são tipicamente empregados para a inspeção de materiais com elevado número atômico, tais como chumbo ou aço, mesmo se envoltos por materiais leves como o papel, plásticos ou borrachas, os nêutrons são capazes de fornecer imagens de materiais de baixo número atômico como plásticos borrachas, adesivos explosivos, mesmo quando envoltos por espessas camadas de alguns materiais pesados como o chumbo, aço, etc.

A radiografia com nêutrons é mundialmente reconhecida como uma técnica fundamental de ensaio não destrutivo a qual, ainda hoje, é única em muitas aplicações. O procedimento básico para a obtenção de uma radiografia é essencialmente, semelhante ao das técnicas convencionais. O objeto a ser inspecionado é colocado em um feixe colimado e homogêneo, e a intensidade modulada, que é transmitida, é então registrada. Pelo fato de o nêutron não ser uma radiação ionizante, torna-se necessário o emprego de uma tela ou placa conversora cuja finalidade é transformar esta intensidade transmitida em um feixe de radiação ionizante, capaz de sensibilizar o meio de registro da imagem, ou seja, um filme [5].

Como regra geral, a qualidade de uma imagem radiográfica será tanto melhor quanto maior for a intensidade da radiação penetrante empregada. Assim, preferencialmente os equipamentos para radiografia com nêutrons são normalmente instalados junto à fontes capazes de fornecer feixes intensos, tais como reatores nucleares, e aceleradores de partículas do tipo "spallation sources". Entretanto, com o desenvolvimento de novos cintiladores para nêutrons, câmeras de vídeo de alta sensibilidade, as quais são normalmente associadas à intensificadores de luz, e à sistemas eletrônicos para a digitalização e o processamento de imagens, foi possível a partir da década de 70 [6], a obtenção de imagens com qualidade aceitável mesmo para os equipamentos instalados em fontes de menor intensidade como aceleradores do tipo cíclotrons, e fontes radioisotópicas [2,4].

Hoje em dia, as atividades em radiografia com nêutrons, tanto no que concerne à pesquisa quanto à prestação de serviços, estão em pleno desenvolvimento. A cada quatro anos são realizados congressos internacionais, intercalados com reuniões para a divulgação de tópicos específicos, à cada dois anos e dentre os trabalhos mais recentes que estão em andamento nesta área, destacam-se:

- o desenvolvimento de novas placas conversoras, denominadas "image plates", as quais possuem elevada faixa dinâmica (vide item (1.3)), e dispensam o uso de filmes radiográficos [7,8];
- implementação e utilização de sistemas operacionais para tomografia computadorizada, tridimensional [9].

Quanto à prestação de serviços, existem hoje à nível mundial, diversos centros privados e governamentais que realizam inspeções radiográficas para diversos setores científicos e industriais, dos quais destacam-se o aeroespacial, aeronáutico e o automotivo [10,11,12,13].

As principais motivações que estão conduzindo as idéias e os trabalhos de radiografia com nêutrons no IPEN, desde 1987, são que a nossa instituição possui infra-estrutura para a exploração deste tema de pesquisa, e a potencialidade de seu emprego no Brasil, tendo em vista o estágio avançado de desenvolvimento dos setores científicos e industriais nos quais esta técnica pode ser utilizada.

O presente trabalho objetivou estudar quatro métodos, ou sistemas filme-conversor, para a obtenção de radiografias com nêutrons:

- 1- Filme Kodak-AA com tela conversora de Gadolínio evaporado;
- 2- Filme Kodak-AA com tela conversora de Gadolínio metálico;
- 3- Filme Min-R com tela conversora de Oxissulfeto de Gadolínio;
- 4- Filme Kodak-AA com tela conversora de Fluoreto de Lítio.

A finalidade foi determinar as condições ótimas, para a obtenção da melhor imagem radiográfica em termos de sua sensibilidade para discernir espessuras, e resolução espacial.

Esta dissertação foi dividida em quatro capítulos, sucintamente descritos a seguir:

No capítulo 1, estão apresentados os fundamentos desta técnica, onde são abordados os aspectos mais relevantes da interação entre o nêutron e a matéria, seu breve histórico, a descrição dos componentes padrões de um equipamento radiográfico, e os procedimentos para a caracterização de sistemas filme-conversor.

O capítulo 2, aborda inicialmente um breve histórico da radiografia com nêutrons no IPEN, destacando as principais etapas de seu desenvolvimento na antiga divisão de física nuclear (TFF), terminando com um detalhamento do equipamento radiográfico atual, o qual está instalado no canal de irradiação 08 do reator nuclear de pesquisas IEA-R1.

No capítulo 3 são apresentados os sistemas filme-conversor que foram estudados, os procedimentos, e a metodologia empregados nas suas caracterizações bem como uma análise, das condições que foram determinadas para que se obtenha em cada uma delas, e neste equipamento radiográfico, uma radiografia com a melhor sensibilidade e resolução.

No capítulo 4 estão reunidas as conclusões finais do presente trabalho com ênfase às limitações de cada um dos sistemas estudados, e algumas sugestões que podem ser implementadas para a melhoria da qualidade da imagem obtida.

No estágio atual de desenvolvimento desta técnica, o IPEN possui instalado um equipamento radiográfico que foi inteiramente projetado e construído pelo grupo de trabalho, o qual está operacional e é capaz de propiciar radiografias em filmes, com qualidade comparável às obtidas em centros renomados, como o da Aerotest, General Electric, Paul Scherrer Institut, e outros [2,14,15]. Além disto o grupo de

trabalho dispõe de um sistema para radiografias com nêutrons em tempo-real, de última geração, o qual está em fase final de instalação neste mesmo equipamento, e cujo principal objetivo é o de permitir o estudo de processos dinâmicos de líquidos, mesmo que estejam envoltos em cavidades metálicas. Em termos de pesquisa, o grupo está atualmente trabalhando com o aprimoramento de novas formas de geração de imagens radiográficas, induzidas por nêutrons, para a análise de amostras com espessuras da ordem de micra.

## CAPÍTULO 1

### FUNDAMENTOS DA TÉCNICA DA RADIOGRAFIA COM NÊUTRONS

#### 1.1. Nêutrons e a Matéria

##### 1.1.1. Propriedades do Nêutron

Apesar de desconhecerem, os primeiros pesquisadores a trabalharem com nêutrons foram Bothe e Becker na Alemanha em 1930, e o casal Curie na França em 1931. Eles estavam estudando a natureza de uma radiação penetrante, do resultado do bombardeamento de partículas- $\alpha$  do elemento polônio em alvos de elementos leves. Descobriram em se tratar de radiação- $\gamma$  de energias de alguns MeV. Entretanto havia uma dificuldade ao se atribuir o caráter de radiação- $\gamma$ , para a radiação oriunda do alvo de berílio. A sua energia deveria ser muito elevada e de acordo com os estudos realizados por Webster, Curie e Joliot (1932) este valor deveria ser da ordem de 50MeV. Neste mesmo ano, Chadwick comprovou experimentalmente que esta radiação era um nêutron, uma partícula sem carga, e com massa comparável à do próton, a qual havia sido proposta por Rutherford em 1912 [16].

O nêutron possui spin = 1/2, momento de dipolo magnético  $\mu = -1,913\mu_N$  ( $\mu_N \equiv$  magneton nuclear), a sua massa é de 1,008664904(14) u.m.a, e se possuir carga líquida, esta deve ser menor que  $1,5 \times 10^{-20}e$  ( $e \equiv$  carga do elétron). A meia-vida do nêutron livre é de 12,8 minutos e decai pela emissão de um próton, um elétron e um anti-neutrino.



De acordo com as teorias atuais, o nêutron é composto por três quarks (1up e 2down  $\rightarrow$  udd) e decai em próton (uud) mediante a transformação de um quark "d", em um "u", ou seja [17]:

$$d \rightarrow u + e^- + \nu \quad (1.2)$$

### 1.1.2. Interação Nêutron-Núcleo

Pelo fato de o nêutron possuir carga líquida nula e momento magnético, a sua interação com a matéria ocorre mediante forças nucleares, ou magnéticas. Devido à sua importância para o presente trabalho, será dada ênfase à primeira. Neste processo eles podem ser espalhados ou absorvidos pelos núcleos alvo. No processo de espalhamento elástico a interação pode ocorrer, ou como resultado de uma colisão do tipo “bolas de bilhar” ou então o nêutron penetra no núcleo excitando-o, e este retorna ao seu estado fundamental emitindo um nêutron. Em ambos os casos a energia cinética do sistema nêutron-núcleo alvo se conserva. No processo de espalhamento inelástico o nêutron penetra no núcleo e este emite um nêutron. Neste caso a energia cinética do sistema não se conserva e parte dela é utilizada como energia de excitação nuclear.

No processo de absorção o nêutron também penetra no núcleo deixando-o excitado o qual retorna ao seu estado fundamental mediante a emissão de partículas e/ou de radiações- $\gamma$ .

A probabilidade de ocorrência destes processos de interação é caracterizada por meio de uma grandeza denominada secção de choque microscópica ( $\sigma$ ), expressa na unidade de barns ( $1\text{barn} \equiv 10^{-24} \text{ cm}^2$ ). Classicamente é interpretada como uma área efetiva que o núcleo alvo apresenta ao nêutron para a ocorrência da interação. A secção de choque total ( $\sigma_T$ ) para a ocorrência de qualquer um destes processos vem dada simbolicamente por:

$$\sigma_T = \sigma_{\text{abs}} + \sigma_{\text{esp}} \quad (1.3)$$

onde  $\sigma_{\text{abs}} + \sigma_{\text{esp}}$  são as secções de choque microscópicas para absorção e espalhamento, respectivamente [4,16].

Devido à especificidade destas interações, os nêutrons são classificados em classes, de acordo com a sua energia cinética. Uma classificação usual é apresentada na tabela (1.1) [3].

CLASSES	FAIXA DE ENERGIA(eV)
Lentos	$0 < E < 10^{-3}$
Frios	$E < 0,01$
Térmicos	$0,01 < E < 0,5$
Epitérmicos	$0,5 < E < 10^4$
Ressonância	$1 < E < 100$
Rápidos	$10^3 < E < 20 \cdot 10^6$
Ultra-rápidos	$E > 20 \cdot 10^6$

Tabela 1.1 - Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia cinética.

### 1.1.3. Transmissão de Nêutrons pela Matéria

Teoricamente a transmissão de nêutrons pela matéria é governada por uma lei exponencial do tipo [3]:

$$\phi(x) = \phi_0 \cdot e^{-N \cdot \sigma_T(v) \cdot x} \quad (1.4)$$

sendo:

$\phi_0$  = fluxo de nêutrons incidente no material;

$\phi(x)$  = fluxo de nêutrons que não sofreu interação após atravessar o material de espessura "x";

N = densidade atômica do material ( $\text{cm}^{-3}$ ).

O produto  $N \cdot \sigma_T(v)$  é denominado secção de choque total macroscópica e representa a probabilidade do nêutron, com velocidade "v", sofrer qualquer tipo de interação por unidade de caminho percorrido neste material, ou seja:

$$\Sigma_T(v) = N \cdot \sigma_T(v) \quad (1.5)$$

Caso o feixe de nêutrons incidente possua uma distribuição de velocidades  $n(v)$ , a secção de choque total a ser considerada é a efetiva para este espectro, ou seja [18]:

$$\Sigma_T = N \frac{\int n(v).v.\sigma_T(v).dv}{\int n(v).v.dv} \quad (1.6)$$

Experimentalmente a expressão (1.4) é verificada se a medida de transmissão for realizada na condição de boa geometria, mediante colimação dos feixes de nêutrons, incidente e transmitido pelo material, de modo a se minimizar a detecção dos nêutrons que sofreram espalhamento ao atravessá-lo. Caso a medida de transmissão seja realizada na condição de má geometria, esta expressão deverá conter o termo adicional " $\phi_s$ " que leve em conta a fração dos nêutrons espalhados pelo material, e que foram detectados [19]. Este assunto será tratado com mais detalhe no capítulo-3.

No caso de materiais tipicamente espalhadores, é importante salientar que a expressão (1.4) continua sendo válida se a transmissão "T" de nêutrons pelo material em estudo estiver compreendida entre  $1/e^2 < T < 1/e$ , satisfazendo a condição de que, em média, somente ocorra uma interação entre o nêutron e o alvo, minimizando o efeito do espalhamento múltiplo [3].

## 1.2. A Técnica da Radiografia com Nêutrons

### 1.2.1 Histórico [20]

As pesquisas iniciais sobre a técnica da radiografia com nêutrons foram realizadas por Kallmann e Kuhn na Alemanha em 1935. Este trabalho pioneiro resultou em inúmeras patentes e em uma publicação, no ano de 1948. Estes pesquisadores utilizaram um acelerador para produção de nêutrons o qual produzia um feixe de intensidade em torno de  $4 \times 10^7$  n/s (nêutrons por segundo).

Em seguida Peter iniciou, também na Alemanha, seus trabalhos referentes à esta técnica, porém utilizava um acelerador mais potente, o que permitiu obter radiografias com melhor qualidade.

No ano de 1956, Thewlis e Derbyshire em Harwell na Inglaterra publicam o primeiro trabalho referente à esta técnica, utilizando um reator nuclear. Neste caso o emprego de um feixe bem colimado e de uma fonte mais intensa de nêutrons permitiu obter radiografias de melhor qualidade, quando comparadas às anteriores com aceleradores. A partir deste trabalho, Thewlis apontou o caminho para as possíveis aplicações práticas desta nova técnica de ensaio não destrutivo [1].

No início dos anos 70 existiam cerca de 40 instalações capazes de realizar radiografias com nêutrons, e atualmente este número ultrapassa 100 [2]. Recentemente as pesquisas sobre radiografias com nêutrons concentram-se em aprimorar sistemas em tempo-real e no desenvolvimento de novos processos para a geração de imagens [5].

### **1.2.2. Conceitos Básicos**

Pelo fato da interação nêutron-matéria ocorrer mediante forças nucleares, a dependência dos coeficientes de atenuação com o número atômico-Z do elemento alvo, não pode ser representada por uma função monotônica como por exemplo, no caso dos raios-X.

A figura 1.1 [4] mostra um gráfico comparativo destes valores, referentes à nêutrons térmicos e raios-X de 125keV, no qual pode-se verificar que para alguns elementos de baixo número atômico estes coeficientes exibem valores elevados em relação aos raios-X, enquanto que para a maioria dos elementos pesados ocorre o inverso. Estas diferenças significativas de atenuação, também são observadas para alguns elementos com números atômicos próximos bem como para alguns isótopos, e atribuem à esta técnica radiográfica características únicas tornando possível, por exemplo, a inspeção de materiais hidrogenados como óleo, graxas, plásticos, explosivos, água, sangue, adesivos, mesmo quando envoltos por espessas camadas de alguns metais.

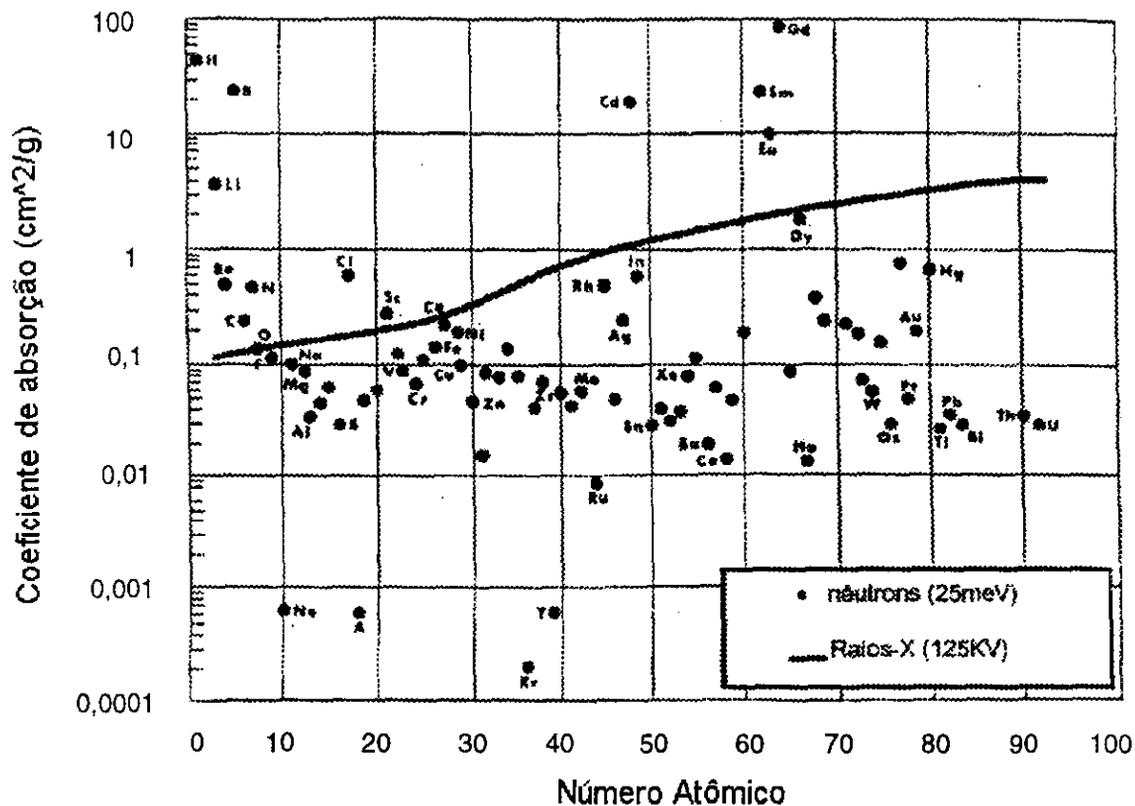


Figura 1.1 - Coeficientes de atenuação para nêutrons térmicos e raios-X em função do número atômico dos elementos.

O procedimento básico para a obtenção de uma radiografia com nêutrons é semelhante ao das técnicas convencionais de radiografia com raios-X e raios- $\gamma$ . O objeto a ser inspecionado é colocado em um feixe colimado e homogêneo e a intensidade modulada transmitida, é então registrada. Pelo fato de o nêutron não ser uma radiação ionizante, torna-se necessário o emprego de uma tela ou placa conversora cuja finalidade é transformar esta intensidade transmitida em um feixe de radiação ionizante, capaz de sensibilizar um filme [21].

Basicamente um equipamento para radiografia com nêutrons típico apresenta quatro partes:

1. Fonte de nêutrons;
2. Colimador de nêutrons;
3. Filtros para radiação gama;
4. Sistema filme-conversor para o registro da imagem.

### 1.2.3. Fonte de Nêutrons [2]

Os feixes de nêutrons para fins radiográficos podem ser oriundos de um acelerador, de um radioisótopo, ou de um reator nuclear. Nestes casos eles são removidos do núcleo por um processo de transmutação e emergem com energias correspondentes às dos nêutrons rápidos.

De uma forma geral, a faixa de energia de maior interesse para fins radiográficos é aquela dos nêutrons térmicos, uma vez que os coeficientes de atenuação dos elementos exibem grandes diferenças entre os seus valores, e porque as telas conversoras apresentam os maiores valores para a secção de choque de absorção, ou seja são mais eficientes para a sua conversão em radiação ionizante. Desta maneira as fontes devem ser munidas de um meio moderador que, mediante reações de espalhamento elástico, reduz a sua energia cinética inicial. Por causa do elevado fluxo produzido, os quais permitem a obtenção das radiografias de melhor qualidade, as fontes mais comumente empregadas são os aceleradores do tipo "spallation sources", e os reatores nucleares. Entretanto, como já mencionado na introdução deste trabalho, a operacionalização de sistemas eletrônicos para a captura e o processamento de imagens digitais, e de novas telas conversoras, tem propiciado a obtenção de radiografias com qualidade aceitável, mesmo para as fontes de baixo fluxo.

### Aceleradores [4,5]

Este é o nome dado a máquinas que aceleram feixes de partículas carregadas (protóns, deuteron, alfas, etc) em direção a um alvo. A interação entre ambos resulta na emissão de partículas, inclusive nêutrons.

Existem vários tipos de reações nucleares que podem ser empregadas em aceleradores convencionais, do tipo cíclotrons, para produção de nêutrons, das quais destacam-se:  ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ ,  ${}^3\text{H}(d,n){}^4\text{He}$ ,  ${}^2\text{H}(d,n){}^3\text{He}$  e  ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ . As mais utilizadas são as duas primeiras, sendo a segunda, a mais economicamente viável. Esta produz uma intensidade relativamente elevada para voltagens de aceleração da ordem de 150 a 400kV, enquanto que as outras necessitam de voltagens na faixa de MV para a produção de intensidades similares. Porém há uma desvantagem do ponto de vista radiográfico. A energia do nêutron gerado é da ordem de 14MeV,

acarretando dificuldades para a sua moderação. Este tipos de aceleradores são capazes de prover um fluxo de nêutrons térmicos de  $\sim 10^5 \text{n/s.cm}^2$ .

Entretanto alguns aceleradores do tipo "spallation source" estão sendo utilizados, pois são capazes de prover um fluxo de nêutrons térmicos similar ao obtido em reatores nucleares, ou seja, entre  $10^6$  e  $10^7 \text{n/s.cm}^2$  [22].

### Radioisótopos

Dentre as fontes radioisotópicas para esta finalidade, a mais utilizada é a de califórnio-252, que emite nêutrons por um processo de fissão espontânea.

Dentre as suas principais características destacam-se:

- meia- vida longa (2,6 anos);
- fácil moderação do nêutrons, devido ao seu pequeno tamanho (massa  $\sim \text{mg}$ ) e energia média do espectro em torno de 2,3MeV;
- fluxo de nêutrons térmicos de  $\sim 10^4 \text{n/s.cm}^2$ .

O alto custo do califórnio-252 ( $\sim \text{US\$20/micrograma}$ ) é compensado pela possibilidade de obter equipamentos portáteis [5], usados para a inspeções radiográficas "in loco".

A tabela (1.2) abaixo resume as características de algumas outras fontes radioisotópicas com potencial para serem utilizadas para esta finalidade [1].

Fonte	Meia vida	Reação	Produção de Nêutrons (n/s.g)	Energia Nêutrons (MeV)
Sb(124) – Be	60d	( $\gamma, n$ )	$2,7 \times 10^9$	0,024
Po(210) – Be	138d	( $\alpha, n$ )	$1,28 \times 10^{10}$	4,3
Am(241) – Be	458a	( $\alpha, n$ )	$1,0 \times 10^7$	$\sim 4$
Ra(226) – Be	1620a	( $\alpha, n$ )	$1,3 \times 10^7$	$\sim 4$
Ac(227) – Be	21,8a	( $\alpha, n$ )	$1,1 \times 10^9$	$\sim 4$
Th(228) – Be	1,91a	( $\alpha, n$ )	$1,7 \times 10^{10}$	$\sim 4$

Tabela 1.2 - Fontes radioisotópicas empregadas em radiografia com nêutrons.

## Reatores Nucleares

Devido ao elevado custo envolvido, somente alguns reatores são empregados exclusivamente para radiografia com nêutrons. Na maioria dos casos os reatores são utilizados para o desenvolvimento de diversos tipos de pesquisas simultaneamente. Neste caso o equipamento radiográfico raramente utiliza mais do que 20% dos nêutrons disponíveis. Enquanto o custo desta fonte é elevado, o custo por nêutron é menor em relação aos aceleradores e radioisótopos [5].

Nos reatores nucleares os nêutrons são gerados pelo processo de fissão induzida por nêutrons, tipicamente em núcleos de urânio-235. Neste processo este núcleo se rompe em 2 fragmentos, há a liberação de energia, principalmente na forma de energia cinética destes fragmentos. Existe também a liberação de radiação- $\gamma$ , e a emissão de 2 a 3 nêutrons com energia média em torno de 2MeV. O material físsil na forma de placas ou pastilhas compõe os chamados elementos combustíveis, que são dispostos em uma região denominada núcleo do reator. Este conjunto é inserido em um meio moderador como a água por exemplo, e uma parte dos nêutrons emitidos é termalizada através de colisões elásticas com os núcleos de hidrogênio. Neste caso são necessárias aproximadamente 18 colisões para que os nêutrons adquiram energia média de ~25meV, com uma distribuição de velocidades do tipo Maxwelliana, para uma temperatura de 25°C do meio moderador.

A reação de fissão é auto-mantida por meio dos nêutrons moderados, os quais são absorvidos por outros núcleos de urânio, e de uma maneira mais eficiente, pois  $\sigma_{\text{abs}} \propto 1/v$ . Para o caso do urânio-235 a secção de choque para fissão, aumenta de uma fator 10 se a energia do nêutron passar de 2MeV para 25meV [18].

A reação em cadeia é controlada por "barras de controle", confeccionadas de materiais absorvedores de nêutrons, que são inseridas no núcleo do reator, e que limitam a sua população. O fluxo de nêutrons disponível para a radiografia, é constituído por aqueles que escaparam do processo de fissão e que são conduzidos ao local de irradiação das amostras por meio de canais cilíndricos, dispostos radialmente ou tangencialmente em relação ao núcleo, e construídos no interior da blindagem principal do reator [3,18].

Dentre as fontes de nêutrons, viáveis para fins radiográficos, o reator nuclear e atualmente os aceleradores do tipo "spallation source", são os que fornecem os

feixes de nêutrons mais intensos e, portanto viabilizam a obtenção de radiografias de melhor qualidade. Um reator nuclear pode prover um fluxo de nêutrons entre 100 e 10.000 vezes mais intenso do que os extraídos de aceleradores do tipo cíclotrons e de fontes radioisotópicas e neste caso as radiografias obtidas podem apresentar uma melhor resolução, e o tempo de exposição para a formação da imagem ser menor. A principal desvantagem na utilização destas fontes é a sua falta de mobilidade o que restringe a obtenção de radiografias ao seu local de instalação [5].

No presente trabalho será dada ênfase à fonte do tipo reator nuclear uma vez que esta, é a que foi utilizada.

#### 1.2.4. Colimador de Nêutrons

Os tubos colimadores são instalados no interior dos canais de irradiação e tem a finalidade de dar forma ao feixe de nêutrons. Dentre os mais empregados destaca-se o do tipo cônico divergente, mostrado na figura (1.2).

Para definir a forma do feixe, as suas paredes internas devem ser revestidas com materiais que possuam alta secção de choque para absorção de nêutrons. Além disso, e preferencialmente, a radiação secundária produzida pela sua absorção deve ficar retida nestas paredes, e ter baixa probabilidade de ser detectada pelo sistema filme-conversor [1].

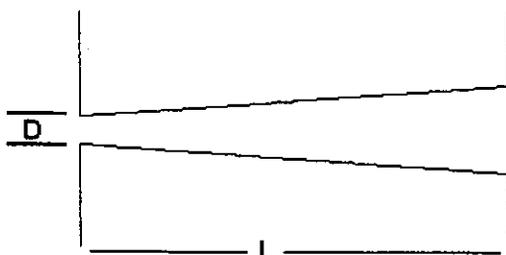


Figura 1.2 - Esquema de um colimador do tipo cônico divergente

A razão entre o seu comprimento-L e o diâmetro-D de entrada do feixe, é usada para caracterizar a divergência angular do feixe extraído, e tipicamente varia entre  $100 < L/D < 500$ . Quanto maior a razão  $L/D$  menores serão as distorções (penumbra) na imagem radiográfica. Esta distorção é denominada "resolução geométrica" -  $U_g$  e vem dada por [5]:

$$U_g = x/(L/D) \quad (1.7)$$

onde "x" é a distância do objeto ao sistema filme-conversor

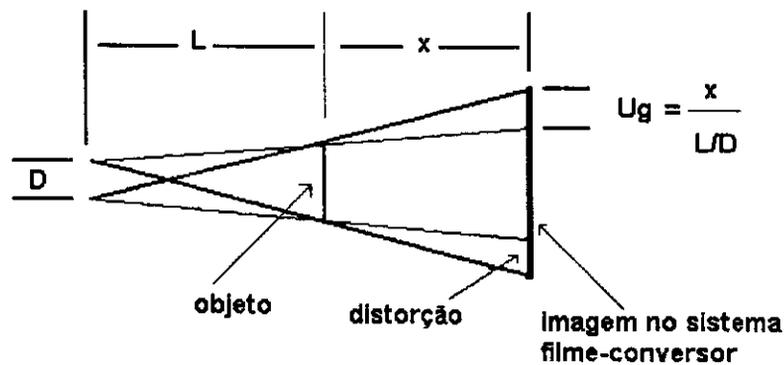


Figura 1.3 - Resolução geométrica, para um colimador tipo cônico divergente, mostrando o efeito da divergência angular.

O fluxo " $\phi$ " de nêutrons na saída deste tubo colimador é dado por

$$\phi = (1/16) \cdot (D/L)^2 \cdot [\phi_i + (1/\Sigma) \cdot \partial\phi/\partial Z] \quad (1.8)$$

onde:

$\phi_i$   $\equiv$  fluxo de nêutrons na entrada do colimador [ $n/s \cdot cm^2$ ];

$\Sigma$   $\equiv$  secção de choque macroscópica do moderador [ $cm^{-1}$ ];

$\partial\phi/\partial Z$   $\equiv$  gradiente de fluxo na face interna do colimador (direção ao longo do eixo do colimador).

Como este gradiente é normalmente muito pequeno, o fluxo de nêutrons na saída do colimador pode ser dado por [5]:

$$\phi = (1/16) \cdot (D/L)^2 \cdot \phi_i \quad (1.9)$$

### 1.2.5. Filtros contra a Radiação gama

Estes componentes tem a finalidade de reduzir a intensidade da radiação- $\gamma$  presente no feixe de nêutrons, oriundo do núcleo do reator, sem no entanto atenuar demasiadamente o último. Isto porque alguns dos métodos utilizados em radiografia com nêutrons, fazem uso de telas conversoras e de filmes, que apresentam elevada sensibilidade à radiação- $\gamma$ . Assim, acima de certos valores de intensidade, ter-se-á uma gamagrafia de fundo sobreposta à uma radiografia com nêutrons. A experiência mostra que o valor ideal entre o fluxo de nêutrons ( $n/s.cm^2$ ) e a dose de radiação- $\gamma$  (mRem/s) na amostra deve ser  $n/\gamma > 5 \times 10^5 n/cm^2.mRem$  [1].

Usualmente estes filtros são confeccionados de materiais que possuem elevado número atômico, e uma baixa seção de choque total para a atenuação de nêutrons, tais como o chumbo e o bismuto [23].

### 1.2.6. Sistema Filme-Convertor para o Registro da Imagem

Como já mencionado anteriormente, pelo fato de o nêutron ser uma radiação não ionizante ele não é capaz de sensibilizar um filme radiográfico. Desta forma, para que um feixe de nêutrons possa ser empregado para esta finalidade, há a necessidade de utilização de uma tela conversora cuja finalidade é transformá-lo em um tipo de radiação capaz de sensibilizar este filme. Os materiais que compõe estas telas devem possuir elevada seção de choque para a absorção de nêutrons, e dentre eles destacam-se o gadolínio, disprósio, boro e o lítio. Como estes processos de transformação ocorrem mediante reações nucleares, as suas características de decaimento, darão origem a dois diferentes métodos radiográficos conhecidos como, direto e indireto, os quais serão descritos no próximo item [1].

A tabela (1.3) [5] apresenta as características de alguns materiais conversores usados em radiografia com nêutrons, para ambos os métodos.

Método	Material	Abund. Isotópica (%)	Reação	$\sigma_{abs}$ (barn)	Meia vida	Partícula Ionizante
Direto	Boro	19,8	$^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$	3770	-	$\alpha$
Direto	Lítio - 6	95%	$^6\text{Li}(n,\alpha)^3\text{H}$	1200	-	$\alpha$
Direto	Cádmio	12,3	$^{113}\text{Cd}(n,\gamma)^{114}\text{Cd}$	20.000	-	$\gamma(e)$
Direto	Gadolínio	14,7	$^{155}\text{Gd}(n,\gamma)^{156}\text{Gd}$	61.000	-	e
		15,7	$^{157}\text{Gd}(n,\gamma)^{158}\text{Gd}$	240.000	-	e
Indireto	Disprósio	28,1	$^{164}\text{Dy}(n,\gamma)^{165}\text{Dy}$	2.000	2,3h	$\beta$
			$^{164}\text{Dy}(n,\gamma)^{165m}\text{Dy}$	500	1,25m	
Indireto	Índio	95,7	$^{115}\text{In}(n,\gamma)^{116}\text{In}$	45	13s	$\beta$
			$^{115}\text{In}(n,\gamma)^{116m}\text{In}$	155	54,1m	$\beta$
Indireto	Ouro	100	$^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198}\text{Au}$	96	2,7d	$\beta$

Tabela 1.3 - Características de alguns materiais conversores.

Dentre os filmes mais empregados para esta finalidade estão os convencionais para raios-X e os detectores de traços nucleares de estado sólido - SSNTD. Os primeiros consistem de uma emulsão, constituída de uma gelatina e de cristais ou grãos de brometo de prata, com espessura típica de 12,5 $\mu\text{m}$ , a qual é depositada em um ou em ambos os lados de uma base plástica transparente e flexível, normalmente de acetato de celulose. Após um ataque químico adequado, ou revelação, surgirão pontos enegrecidos (cristais atingidos pela radiação ionizante) e pontos transparentes (não atingidos), os quais formarão uma imagem visível e bidimensional [24]. Por outro lado os SSNTD consistem de polímeros de espessuras variadas, tipicamente entre 100 e 500 $\mu\text{m}$ . A sua exposição à alguns tipos de radiações ionizantes provocará o aparecimento de danos permanentes, os quais também mediante um ataque químico adequado serão ampliados e formarão uma imagem [25].

Considerando a visão do "nêutron", os sistemas filme-conversor podem ser irradiados segundo duas disposições:

- 1- nêutron enxerga primeiro o conversor e depois o filme.
- 2- nêutron enxerga primeiro o filme e depois o conversor.

Como por princípio os valores das secções de choque das telas conversoras empregadas são elevados, a grande maioria das reações nucleares ocorrerão

próximas à sua superfície de incidência. Se a radiação gerada, responsável pela formação da imagem, possuir um alcance nesta tela, menor do que a sua espessura, a disposição (1) fará com que a grande maioria desta radiação não atinja o filme, tornando o processo de irradiação mais demorado, dando-se então preferência à disposição (2). Na figura (1.4) são esquematizados ambas as disposições.

#### **1.2.6.1. Método Direto [1]**

Neste método são utilizadas as telas conversoras cujas reações nucleares são prontas e a amostra a ser inspecionada, a tela e o filme são irradiados ao mesmo tempo, como ilustrado na figura (1.5). As telas mais comumente empregadas são aquelas confeccionadas à base de gadolínio natural, no formato de placas metálicas retangulares com espessuras de até 100 $\mu$ m e de dimensões variadas, combinadas com filmes convencionais para raios-X.

Um outro tipo de tela conversora muito empregado é a cintiladora, à base de gadolínio, ou composta de uma mistura de lítio-6 e sulfeto de zinco. Nestes casos os tempos de irradiação podem ser até 100 vezes menores, quando comparados com o anterior. Este tipo de conversor, empregado juntamente com intensificadores de luz, câmeras de vídeo de alta sensibilidade, e softwares para o processamento de imagens digitais, propiciou desde a década de 70, o desenvolvimento de equipamentos operacionais para radiografia com nêutrons em tempo-real.

Como estes sistemas filme-conversor são sensíveis à radiação- $\gamma$ , a razão nêutron-gama deve manter-se acima do valor recomendado  $n/\gamma > 5 \times 10^5$  n/cm<sup>2</sup>.mRem.

Uma outra possibilidade é a utilização de telas à base de boro ou de lítio combinadas com os detectores de traços nucleares de estado sólido (SSNTD). Muito embora os SSNTD exibam uma imagem com pouco contraste ótico, a elevada resolução obtida na imagem e a sua insensibilidade às radiações dos tipos  $\beta$  e  $\gamma$ , bem como à luz visível, tornam este sistema desejável, por exemplo, para a inspeção de materiais altamente radioativos.

#### **1.2.6.2. Método Indireto [1]**

O método indireto, ou de transferência, faz uso da radioatividade induzida na tela conversora, causada pela absorção dos nêutrons. Neste método, como

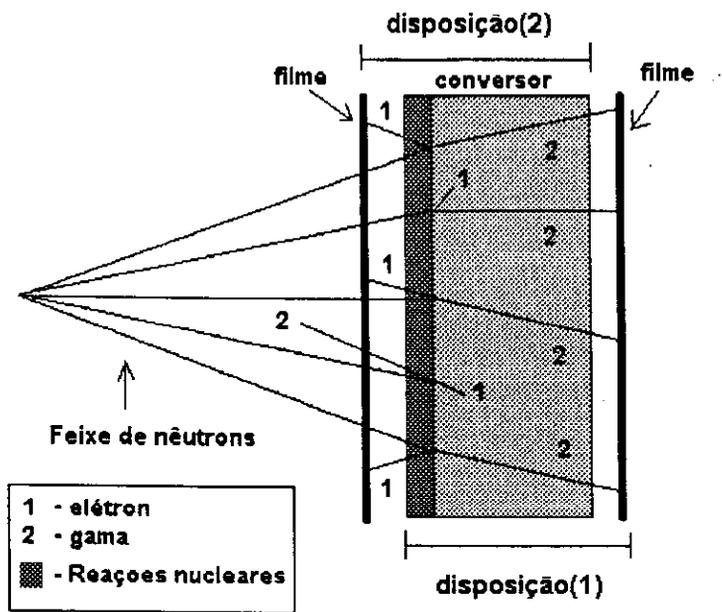


Figura 1.4 - Diagrama esquemático mostrando as disposições de irradiação (1) e (2).

### Método direto

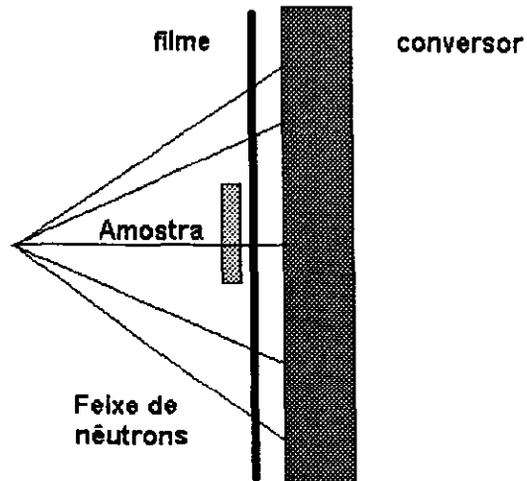


Figura 1.5 - Diagrama esquemático para o método de irradiação direto.

mostrado na figura (1.6), a amostra a ser inspecionada é irradiada juntamente com a tela formando-se nesta, uma imagem radioativa. Em seguida a tela é removida do feixe e colocada em contato com um filme (convencional para raios-X) em um ambiente protegido de luz (câmara escura), permitindo que o seu decaimento impressione-o ou sensibilize-o.

A atividade induzida na tela conversora, cresce exponencialmente segundo a expressão:

$$S = \phi \cdot \sigma_{\text{abs}} \cdot N(1 - e^{-\lambda \cdot t}) \quad (1.10)$$

onde:

$\phi \equiv$  fluxo de nêutrons [ $n/s \cdot \text{cm}^2$ ];

$\sigma_{\text{abs}} \equiv$  seção de choque microscópica de absorção do conversor [ $\text{cm}^2$ ];

$N \equiv$  número de átomos no conversor que serão ativados;

$\lambda \equiv 0,69/\tau$ ;

$\tau \equiv$  meia-vida [s];

$t \equiv$  tempo de irradiação [s];

No instante em que a tela conversora é retirada do feixe e colocada em contato com o filme, a atividade transferida  $S_T$  segue a seguinte expressão:

$$S_T = S(1 - e^{-\lambda \cdot T}) \quad (1.11)$$

onde  $T$  é o tempo de transferência da imagem.

A experiência [1] mostra que este método é inviável para fluxos de nêutrons menores do que  $10^4 n/s \cdot \text{cm}^2$ , pois a atividade de saturação atingida não é suficiente para produzir uma imagem com qualidade aceitável no filme.

Pelo fato de serem necessárias duas exposições, uma da tela ao feixe de nêutrons e outra sobre o filme, este método é usualmente mais lento em relação ao direto.

## Método Indireto

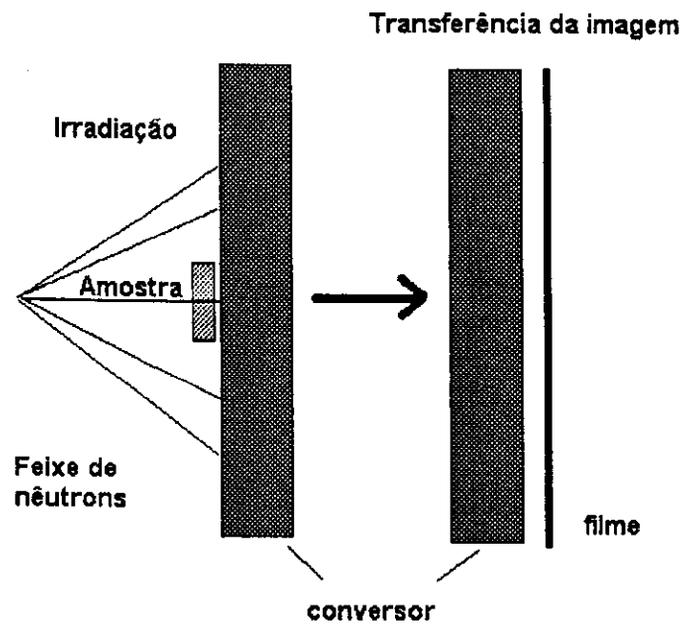


Figura 1.6 - Diagrama esquemático para o método de irradiação indireto.

A sua principal vantagem é a insensibilidade apresentada para as outras radiações, o que possibilita o seu uso em amostras ou feixes com elevada intensidade de radiações  $\beta$ ,  $\gamma$ , ou X.

Para este método, o mais recomendável é o uso de telas com meia-vida curta, permitindo tempos de exposição e transferência em torno de poucas horas. Uma das mais utilizadas é a de disprósio que possui meia-vida de 2,3 horas.

Levando em conta o que foi descrito nos itens acima, as características típicas de um equipamento para radiografia com nêutrons são [4]:

- a) fluxo de nêutrons na amostra em torno de  $10^6 \text{n/s.cm}^2$ ;
- b) energia cinética do feixe de nêutrons, na região de  $\sim \text{meV}$ ;
- c) razão de colimação entre  $100 < L/D < 500$ ;
- d) razão  $n/\gamma > 5 \times 10^5 \text{n/cm}^2 \cdot \text{mrem}$ ;
- e) variação máxima do sinal no sistema de registro da imagem  $\sim 5\%$  em toda a região do feixe de nêutrons.

### 1.3. Caracterização de Sistemas Filme-Convertor

Esta caracterização consiste basicamente em avaliar a resposta dos sistemas filme-convertor, em relação às características do feixe de nêutrons extraído do equipamento radiográfico utilizado. Esta avaliação é realizada através do estudo de suas curvas características, sensibilidade para discernir variações de espessuras, e da sua resolução espacial.

#### Curva Característica [4]

A curva característica de um sistema filme-convertor descreve o comportamento da densidade ótica " $D_{op}$ " (grau de enegrecimento do filme) em função da exposição " $E$ " ao feixe de nêutrons do equipamento radiográfico, onde:

$$D_{op} = \log (I_0/I) \quad (1.12)$$

sendo " $I_0$ " e " $I$ " as intensidades de luz incidente e transmitida pelo filme, e

$$E = \phi \cdot t \quad (1.13)$$

sendo " $\phi$ " o fluxo de nêutrons e " $t$ " o tempo de irradiação.

Basicamente este comportamento é regido pelas dimensões dos grãos do filme e do tipo da radiação ionizante gerada no conversor.

Por meio desta curva determina-se o intervalo de exposição ótimo para a obtenção de uma radiografia, ou seja, para o qual o contraste ótico " $G$ " na imagem, definido por  $G = \Delta D_{op} / \Delta(\log E)$ , é máximo [5], bem como o correspondente intervalo de densidade ótica, denominado de faixa dinâmica. Certamente filmes com faixas dinâmicas maiores são preferíveis, pois propiciam imagens com uma melhor visualização de detalhes das amostras em inspeção.

A reprodutibilidade nos valores de densidade ótica destas curvas, com precisão melhor do que 25%, não deve ser esperada [24,26] mesmo quando se tem um feixe de nêutrons com fluxo conhecido e se tomam os devidos cuidados para reprodução das condições de irradiação e de processamento dos filmes. Isto se deve às imperfeições na sua confecção, às variações na resposta das telas conversoras, causadas pela não constância do espectro de energia de nêutrons nela incidentes, e à não homogeneidade do feixe de nêutrons.

### **Sensibilidade [5]**

A sensibilidade de um sistema filme-conversor, para um equipamento radiográfico, é geralmente avaliada pela sua capacidade para discernir variações de espessuras dos materiais em inspeção.

Teoricamente a transmissão de nêutrons pela matéria obedece à seguinte lei exponencial [3]:

$$\phi(x) = \phi_0 \cdot \exp(-\Sigma_T \cdot x) \quad (1.14)$$

onde  $\phi_0$  e  $\phi(x)$  são os fluxos incidente e transmitido pela amostra de espessura " $x$ " e secção de choque macroscópica total " $\Sigma_T$ ".

Esta lei é válida somente se a medida de transmissão for realizada na condição de boa geometria (bg), ou seja, na qual a colimação dos nêutrons bem como o posicionamento da amostra, afastada do sistema filme-conversor, garantam que apenas nêutrons que passam pela amostra sem sofrer interação sejam detectados.

Desde que a densidade ótica seja proporcional ao logaritmo da exposição,  $D_{op}=G.\log(E)$  [5,27], o comportamento da densidade ótica em função da espessura das amostras, vem dado por:

$$D_{op}(x) = D_o - (G.\Sigma_T.0,43).x \quad (1.15)$$

A espessura mínima discernível é obtida mediante a diferenciação desta equação (1.15) e vem dada por [5]:

$$\Delta x = -\Delta D_{op}/(G.\Sigma_T.0.43) \quad (1.16)$$

### **Resolução**

A resolução de um sistema filme-conversor, para um equipamento radiográfico, é definida como a menor distância distinguível entre dois objetos [28]. Geralmente é determinada mediante a varredura da distribuição de densidade ótica existente na interface entre duas imagens: a de uma placa opaca a nêutrons e a do feixe direto de nêutrons. Normalmente esta varredura é realizada por meio de um microfotômetro ótico utilizando um feixe de luz com largura de alguns micra. Idealmente, esta distribuição possui a forma de uma função delta. Entretanto o efeito do alcance das radiações ionizantes no próprio conversor e no filme, bem como o da divergência angular do feixe de nêutrons, distorcem esta forma ideal, para uma com o aspecto de um "S" estendido. À esta distribuição é ajustada a ESF (Edge Spread Function), uma função do tipo [29,30]:

$$ESF = P_1 - P_2.\arctan[P_3.(X - P_4)] \quad (1.17)$$

onde  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  e  $P_4$  são parâmetros livres e "X" é a coordenada de varredura.

A resolução é usualmente determinada em termos do parâmetro denominado "resolução total" -  $U_t$  que é a largura total à meia altura da diferencial da ESF, denominada LSF (Line Spread Function) que é uma distribuição de Lorentz, e é calculada pela expressão:

$$U_t = 2/P_3 \quad (1.18)$$

A "resolução total" resulta do efeito combinado da "resolução intrínseca" -  $U_i$  (do sistema filme-conversor) e da "resolução geométrica" -  $U_g$  (da divergência angular do feixe de nêutrons) e estão relacionadas pela equação [29]:

$$(U_t)^n = (U_i)^n + (U_g)^n \text{ com } 1 < n < 3 \quad (1.19)$$

A "resolução geométrica" já havia sido definida no item (1.2.4), e a magnitude das distorções na imagem causadas pela "resolução intrínseca" dependem do tipo da radiação ionizante gerada, do seu alcance na tela conversora e no filme empregados, bem como de suas espessuras.

## CAPÍTULO 2

### O EQUIPAMENTO RADIOGRÁFICO DO IPEN-CNEN/SP

#### 2.1. Breve Histórico sobre a Radiografia com Nêutrons no IPEN [24,26]

As atividades de radiografia com nêutrons na divisão de Física Nuclear do IPEN, iniciaram-se em 1987 utilizando como fonte de nêutrons o Reator Nuclear de Pesquisas IEA-R1. Este reator é do tipo piscina e opera à uma potência de 2MW fornecendo um fluxo de nêutrons térmicos de aproximadamente  $10^{13}$  n/s.cm<sup>2</sup>, junto ao seu núcleo. Os primeiros testes de viabilidade desta técnica foram realizados utilizando o feixe de nêutrons de um espectrômetro tipo filtro de berílio tempo de vôo, instalado no canal de irradiação 03 deste reator. No início de 1988 foram realizados outros testes utilizando o feixe de nêutrons de um espectrômetro tipo três-eixos, instalado no canal de irradiação 10 deste mesmo reator. Nestes testes foram empregados conversores de gadolínio, disprósio, e à base de boro, combinados com filmes convencionais para raios-X, e com detectores de traços nucleares de estado sólido.

As características destes feixes estão apresentadas na tabela (2.1) abaixo.

Fluxo n/s.cm <sup>2</sup>	Filtro	Razão L/D	Razão Cd(Au)	Razão-n/ $\gamma$ n/cm <sup>2</sup> .mRem	Energia meV	Diâmetro cm	Canal
$1.10^5$	Pb/Be	20	2000	$4 \times 10^5$	5,2	20	03
$1.10^6$	Pb	40	200	$4 \times 10^5$	5	10	10

Tabela 2.1 - Características dos feixes de nêutrons extraídos dos canais de irradiação 03 e 10 do reator IEA-R1.

Devido aos bons resultados obtidos, em 1988 surgiu o grupo de radiografia com nêutrons tendo como principal objetivo, projetar e construir um equipamento para esta finalidade. Este equipamento tornou-se operacional em 1992 e foi instalado no canal radial de irradiação 08 deste reator. Em sua primeira versão o colimador era composto por dois tubos calandrados de alumínio e soldados entre si,

sendo o primeiro com 15,5cm de diâmetro interno e 1,4m de comprimento e o segundo com 19,3cm de diâmetro interno e 1,5m de comprimento. No seu interior foram inseridos os seguintes componentes:

- a) um colimador de grafite (próximo ao núcleo) para concentrar os nêutrons por espalhamento e elevar o seu fluxo;
- b) um colimador cônico divergente confeccionado a base de parafina borada e revestido com cádmio para limitar a divergência angular do feixe;
- c) 2 filtros de bismuto, cada um com 10cm de comprimento, para reduzir a dose de radiação- $\gamma$  no local de irradiação;
- d) anéis de chumbo e de cádmio para minimizar o efeito coroa da radiação- $\gamma$  e neutrônica.

As características deste feixe estão apresentadas na tabela (2.2).

Fluxo de nêutrons térmicos	$3 \times 10^6 \text{ n/s.cm}^2$
Razão de térmico/epitérmico	5,7
Razão nêutron/gama (n/ $\gamma$ )	$5 \times 10^5 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{mRem}$
Razão de colimação (L/D)	55
Diâmetro útil do feixe	20cm

Tabela 2.2 - Características do feixe de nêutrons extraído do primeiro equipamento radiográfico, instalado no canal de irradiação 08 do reator IEA-R1.

Para este equipamento foi construída uma blindagem, instalada junto à blindagem principal do reator, que possuía a forma cúbica com 1,5m de aresta, e composta basicamente por parafina borada, cádmio e chumbo a qual mantinha em seu exterior as doses de radiação- $\gamma$  e de nêutrons abaixo dos limites de 2,5mRem/h. As irradiações eram realizadas mediante o emprego de um porta-amostras que deslizava em trilhos de alumínio inseridos em seu interior [24].

## 2.2. Equipamento Radiográfico Atual [31]

Atualmente o equipamento radiográfico está instalado no mesmo canal 08, e foi otimizado, tanto no que concerne ao colimador quanto à sua blindagem. Estas otimizações tiveram por finalidade minimizar o espalhamento de nêutrons na posição de irradiação das amostras, aumentar o espaço interno da blindagem, aumentar o diâmetro útil do feixe, bem como elevar a sua razão de colimação L/D.

No interior deste canal foram inseridos dois tubos de alumínio, calandrados e soldados entre si, com comprimento total 2,9m, espessura de parede 3mm e diâmetro externo ~20cm, e que tem por finalidade conter os colimadores, filtros e outros componentes essenciais à extração do feixe de nêutrons. O feixe, proveniente do núcleo do reator, penetra pela sua face frontal e em seu caminho, como mostrado na figura (2.1), atinge:

1) dois filtros contra radiação- $\gamma$  confeccionados em bismuto: o primeiro com 14cm de diâmetro e 20cm de espessura, e o segundo com 10cm de diâmetro e 5cm de espessura. Estas espessuras foram calculadas de modo a manter a razão  $n/\gamma > 5 \times 10^5 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{mRem}$ . Por causa da dificuldade de manipulação do primeiro filtro este foi dividido em duas partes, cada uma com 10cm. Com esta espessura, estes filtros conduzem à uma redução de um fator ~3000 para a intensidade da radiação- $\gamma$  e de um fator ~2000 para a intensidade dos nêutrons, com energia superior a 1,8meV, e de ~0,69 para energias menores.

É importante salientar que a eficácia do bismuto para atenuação da radiação- $\gamma$  é similar à do chumbo uma vez que seus números atômicos são muito próximos, ou seja  $Z=83$  e  $Z=82$  respectivamente. Entretanto a seleção do bismuto deu-se principalmente porque este elemento apresenta uma maior transparência aos nêutrons, pois possui uma secção de choque para absorção de nêutrons térmicos, de 34mbarn, a qual é 5 vezes menor que a do chumbo, enquanto que ambas de espalhamento permanecem próximas à 9barn.

2) um colimador cônico divergente, que dá forma ao feixe de nêutrons e limita a sua divergência angular. Este colimador foi confeccionado em parafina borada e possui as seguintes dimensões:

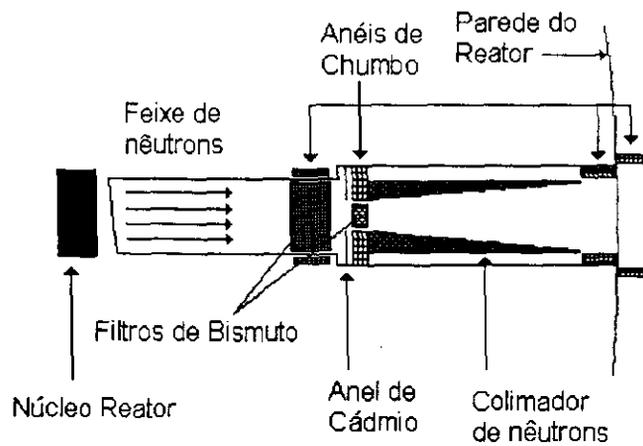


Figura 2.1 - Diagrama esquemático mostrando os componentes do equipamento radiográfico, instalados no interior do canal de irradiação 08.

- comprimento: 1,5m;
- diâmetro da abertura frontal: 7,5cm;
- diâmetro da abertura de saída: 15,5cm;
- diâmetro externo: 15,5cm;

Com o intuito de aumentar a segurança do arranjo experimental em termos de proteção radiológica, em seu interior, foi instalado um obturador contra radiação neutrônica (beam-stopper). Consta de um cone de alumínio que se ajusta ao colimador e que, em sua extremidade de saída do feixe, possui dois tubos soldados através dos quais água de-ionizada pode ser inserida ou retirada de seu interior mediante um sistema de bomba d'água e ar comprimido.

3) um outro obturador contra radiação gama que consta de um dispositivo, "carrinho", confeccionado em chumbo com espessura de 15cm o qual, mediante um sistema pneumático, pode deslizar em trilhos de alumínio em um movimento horizontal interceptando perpendicularmente o feixe de radiação.

Faz parte deste arranjo uma blindagem composta basicamente por parafina, ácido bórico, cádmio, chumbo e concreto de barita, que é posicionada junto à blindagem principal do reator, e está esquematizada na figura (2.2). Esta possui duas paredes de chumbo de dimensões 2mx1,0m e espessura 0,1m, e duas outras paredes independentes, uma de concreto de barita e outra de parafina borada que dão continuidade às de chumbo, e com dimensões de 2mx3,5m com espessura de 0,3m cada uma.

A blindagem possui um espaço interno livre de 2,0mx2,0mx1,3m, permitindo um fácil manuseio de amostras, e uma contribuição desprezível dos nêutrons e da radiação- $\gamma$  espalhadas pela própria blindagem, nas diversas posições de irradiação que são disponíveis, as quais influenciam significativamente na degradação tanto do contraste ótico quanto da resolução da imagem radiográfica obtida.

Enquanto a amostra e o sistema filme-conversor estão sendo preparados para a radiografia, o obturador de nêutrons permanece cheio de água, e o de radiação- $\gamma$  intercepta o feixe, resultando em uma dose inferior a 2,5mRem/h no interior da

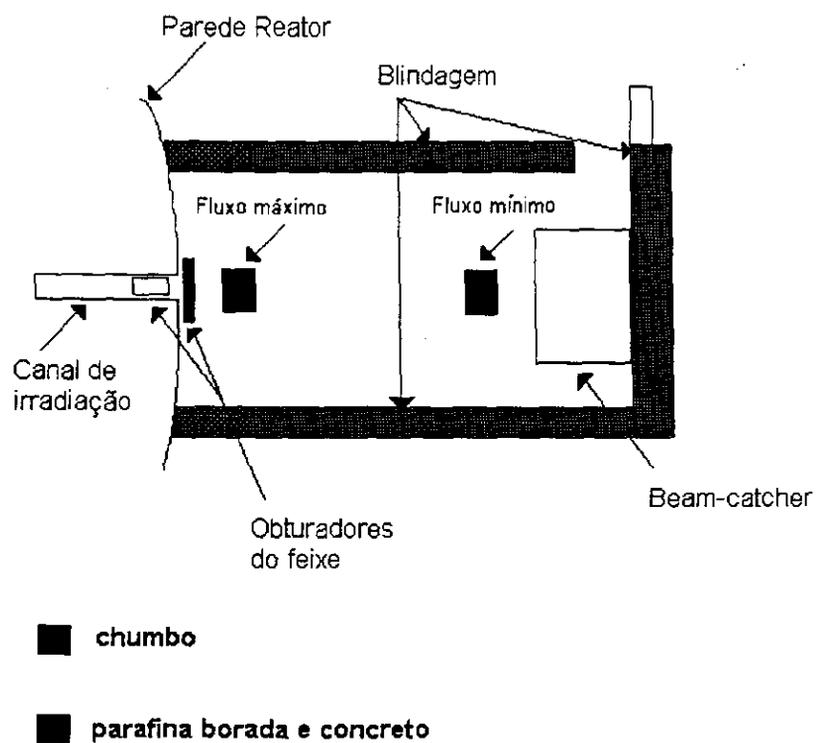


Figura 2.2 - Diagrama esquemático do equipamento radiográfico instalado no canal de irradiação 08, utilizado para o trabalho.

blindagem. Ao se iniciar a radiografia, a água é retirada, e o carrinho de chumbo é afastado dando passagem ao feixe de radiação.

Na tabela (2.3) abaixo, estão apresentadas as principais características do presente feixe, para as posições onde o fluxo de nêutrons é mínimo e onde ele é máximo, respectivamente:

Posição de irradiação	Fluxo mínimo	Fluxo máximo
Fluxo de nêutrons térmicos <sup>1</sup>	$1,69 \times 10^5 \text{ n/s.cm}^{2*}$	$1,05 \times 10^6 \text{ n/s.cm}^{2*}$
Fluxo de nêutrons epitérmicos <sup>2</sup>	$1,0 \times 10^5 \text{ n/s.cm}^{2**}$	$3,4 \times 10^5 \text{ n/s.cm}^{2**}$
Razão de térmicos/epitérmicos	1.7	3.1
Razão nêutron/gama (n/γ) <sup>3</sup>	$2,0 \times 10^6 \text{ n/cm}^2.\text{mrem}$	$4,4 \times 10^6 \text{ n/cm}^2.\text{mrem}$
Razão de colimação (L/D) <sup>4</sup>	110	70
Diâmetro útil do feixe <sup>5</sup>	40cm	22cm
Energia média <sup>6</sup>	7meV	7meV

\*Incerteza (%) = +46/-13; \*\*Incerteza (%) = ±60; Nível de confiança 68%.

Tabela 2.3 - Características do feixe de nêutrons extraído do presente equipamento radiográfico, instalado no canal de irradiação 08 do reator IEA-R1.

- 1,2- Determinados pelo método de irradiação de folhas de ouro;
- 3- Calculado a partir do valor da dose-γ, registrada com o auxílio de monitores de radiação;
- 4- Determinado mediante o indicador de [32];
- 5- Determinado diretamente, a partir das imagens radiográficas registradas nos filmes;
- 6- Determinado mediante o indicador de [33].

## CAPÍTULO 3

### OBTENÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

#### 3.1. Caracterização dos Sistemas Filme-Convertor

Como já mencionado anteriormente, a caracterização de um sistema filme-convertor, para um equipamento radiográfico, é feita mediante os seguintes estudos:

- curvas características de densidade ótica em função da exposição;
- sensibilidade para discernir variações de espessuras para alguns materiais;
- resolução espacial na imagem.

A finalidade destes estudos é determinar o intervalo de exposição ao feixe de nêutrons que cada sistema deverá ser submetido, de modo a se obter os melhores contraste ótico, sensibilidade e resolução na imagem radiográfica.

O presente equipamento radiográfico permite diversas posições de irradiação, e a caracterização dos sistemas filme-convertor foi realizada nas posições de fluxo máximo e na de fluxo mínimo. Os dados referentes aos desta última posição serão analisados a seguir e aqueles referentes ao de fluxo máximo, serão apresentados no final deste capítulo.

Foram estudados quatro sistemas filme-convertor:

- 1- Kodak-AA/Gd evaporado;
- 2- Kodak-AA/Gd metálico;
- 3- Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>;
- 4- Kodak-AA/LiF.

Para a obtenção das radiografias, cada sistema filme-convertor é colocado no interior de um dispositivo denominado cassette, e aí permanecem em firme contato durante a irradiação. Exceto para o sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, cujo cassette é feito de plástico, os outros três são confeccionados em alumínio. Além disto, para o sistema Kodak-AA/Gd evaporado, o cassette pode ser evacuado. Pelos motivos já mencionados anteriormente, as irradiações foram realizadas de acordo com a

disposição (2) - ver item 1.2.6 - na qual o nêutron enxerga primeiro o filme e depois o conversor.

As características individuais dos filmes e dos conversores empregados no presente trabalho, estão apresentadas abaixo.

### **Filmes**

**Kodak-AA:** comumente empregado em radiografia industrial com raios-X. Possui emulsão dupla, cada uma com espessura aproximada de  $12,5\mu\text{m}$  [24,34].

**Min-R:** comumente empregado em radiografia médica com raios-X, especificamente em mamografia. Possui emulsão simples com espessura aproximada de  $12,5\mu\text{m}$  e é fabricado pela firma Kodak.

### **Conversores**

**Gd-metálico:** normalmente este conversor tem a forma de uma placa com dimensões típicas de aproximadamente  $20\text{cm}\times 20\text{cm}$  e espessura de  $125\mu\text{m}$ . Como consequência da absorção do nêutron o gadolínio decai por emissão- $\gamma$  gerando elétrons de conversão com 11 energias diferentes, sendo os de  $70\text{keV}$  os mais intensos e responsáveis pela formação da imagem radiográfica [24]. Estes elétrons possuem um alcance de aproximadamente de  $13\mu\text{m}$  neste material. Por causa da elevada secção de choque de absorção do gadolínio, mais de 90% das reações nucleares ocorrem nos primeiros  $10\mu\text{m}$  de caminho percorrido pelos nêutrons nesta placa. Pelo fato de oxidarem-se facilmente, estas placas devem ser constantemente armazenadas em câmaras com sílica-gel, e sempre limpas ou polidas antes de serem utilizadas.

São comercializadas por diversas firmas como por exemplo a Roune-Poulenc [1,24].

**Gd-evaporado:** normalmente, este conversor tem a forma de placas com dimensões típicas de aproximadamente  $40\text{cm}\times 30\text{cm}$ . Possui espessura de  $25\mu\text{m}$  obtida mediante evaporação de gadolínio sobre uma base de alumínio com espessura de aproximadamente  $2\text{mm}$ . Também neste caso os elétrons de conversão de  $70\text{keV}$  são os responsáveis pela formação da imagem radiográfica. Com a finalidade de se

evitar a sua oxidação, estas são cobertas por uma fina camada de safira. Estas placas são comercializadas por diversas firmas como por exemplo a Aerotest (USA) ou a N-RAY (CANADÁ).

**Oxisulfeto de gadolínio ( $GdS_2O_4$ ):** normalmente, este conversor tem a forma de placas com dimensões típicas de aproximadamente 18cmx24cm, e espessura de alguns micra. Neste caso, uma camada deste material é depositada em uma base plástica. Neste conversor a imagem é formada por fótons de luz visível gerados como consequência da interação dos elétrons de conversão neste mesmo material. Estes conversores são comumente comercializadas pela firma Kodak [4].

**Fluoreto de lítio (LiF):** normalmente, este conversor tem a forma de placas com dimensões típicas de aproximadamente 18cmx24cm. Neste caso, o fluoreto de lítio, enriquecido em lítio-6 (~95%), é misturado à um fósforo, tipicamente sulfeto de zinco (ZnS), e a substância resultante é depositada em uma base de alumínio com espessura aproximada de 3mm. Neste conversor a imagem é formada por fótons de luz visível gerados como consequência da interação da radiação- $\alpha$ , resultante da interação do nêutron com o lítio, com o fósforo mencionado. Até meados do ano de 2000, estes conversores eram comercializadas pela firma Nuclear Enterprise com o nome de NE-426.

### 3.1.1. Curvas Características

Para a obtenção das curvas características, foram cortadas 15 tiras de cada um dos filmes as quais foram irradiadas com seus respectivos conversores em intervalos de tempo compreendidos entre 10 e 720 segundos. De modo a se minimizar os erros sistemáticos, causados por flutuações de potência do reator, as irradiações correspondentes à cada sistema filme-conversor foram realizadas simultaneamente. Em seguida os filmes foram revelados de acordo com o procedimento padrão descrito pelo seu fabricante e as leituras de densidade ótica, realizadas mediante o emprego de um densitômetro ótico com precisão  $\Delta D_{op} = 0,05$ . A partir desses dados foram construídos os gráficos de densidade ótica em função

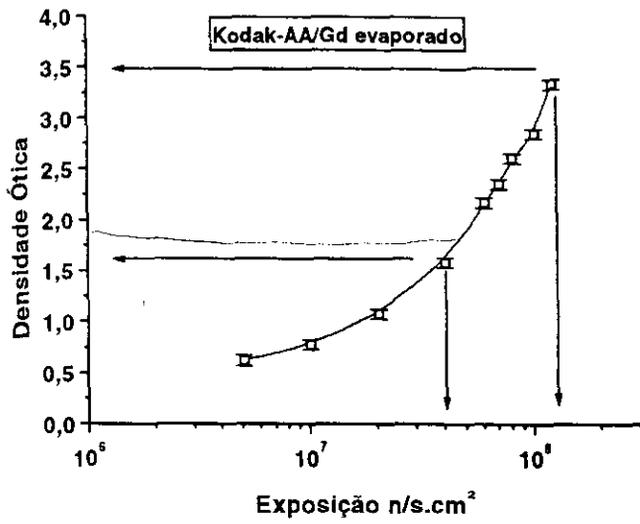
da exposição, e os resultados obtidos, para cada sistema filme-conversor, estão apresentados nas figuras (3.1), (3.2), e (3.3).

Nestes valores de densidade ótica estão incluídos o fundo ótico de cada filme pois, na prática, as imagens à serem analisadas são aquelas registradas no filme e não estas, subtraídas deste fundo.

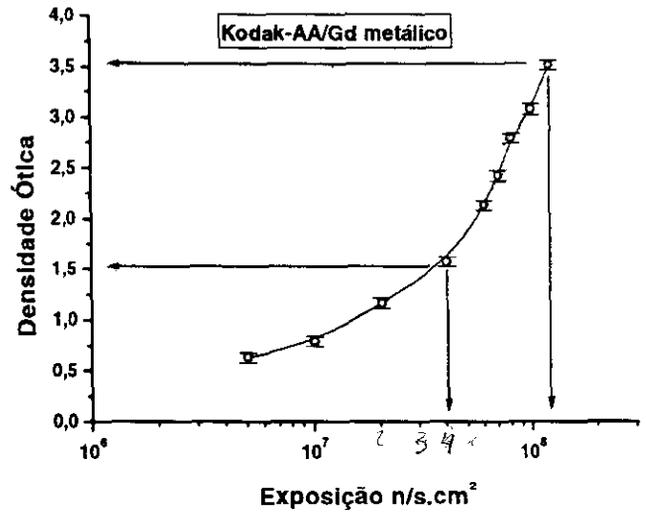
Como pode ser observado, a densidade ótica para o sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub> cresce primeiro do que aquela para os sistemas Kodak-AA/Gd metálico e Kodak-AA/Gd evaporado, entretanto a sua velocidade de crescimento é menor. Dentre os diversos fatores que contribuem para este comportamento estão: o tipo de radiação ionizante gerada, seu alcance no conversor e no filme, bem como o tamanho dos grãos de brometo de prata em cada filme. Um grão que tenha sido sensibilizado por uma radiação, outra que nele incida não causará efeito algum. Assim, um filme com grãos grandes, como o Min-R, exibirá enegrecimento, antes do que um com grãos pequenos como o Kodak-AA, entretanto a velocidade de crescimento da sua densidade ótica, ou seja o seu contraste, será menor.

Em seguida foram então determinados para cada um dos sistemas estudados, o intervalo de exposição ótimo para a obtenção de uma radiografia, ou seja, para o qual o contraste ótico na imagem, definido por  $G = \Delta D_{op} / \Delta(\log E)$ , é máximo, bem como os intervalos de densidade ótica correspondentes às suas faixas dinâmicas. Para fins práticos é comum se trabalhar com o valor médio de "G", e para esta finalidade, uma função linear foi ajustada, pelo método dos mínimos quadrados, à região mais íngreme destas curvas, cujos coeficientes angulares fornecem os valores procurados [24]. Os intervalos de exposição para cada um dos ajustes, bem como as suas faixas dinâmicas, e os valores obtidos para os contrastes óticos médios, para cada sistema filme-conversor, estão apresentados na tabela (3.1). Os erros nos valores de "G", são aqueles oriundos do processo de ajuste. Como pode ser observado os sistemas Kodak-AA/Gd evaporado e Kodak-AA/Gd metálico exibem contrastes óticos médio e faixas dinâmicas maiores do que o do sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, e sendo assim é de se esperar que as imagens propiciadas pelos primeiros sejam mais ricas em detalhes.

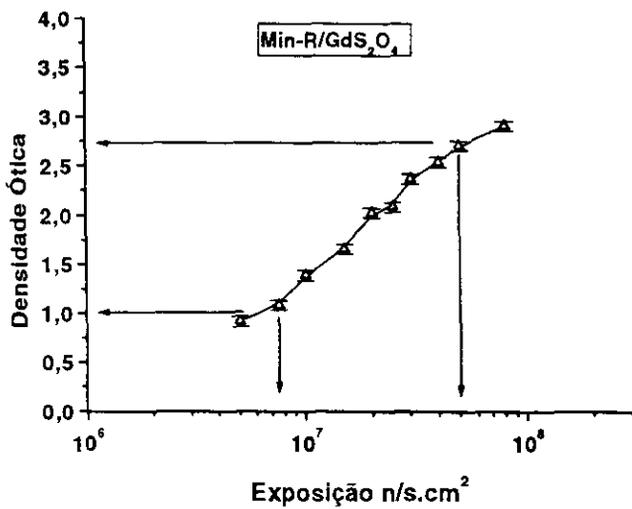
Com relação ao sistema Kodak-AA/LiF, consta salientar que por causa da elevada quantidade de luz gerada por este conversor, o crescimento da densidade



(3.1)



(3.2)



(3.3)

Figuras 3.1. 3.2 e 3.3 - Curvas características para os sistemas Kodak-AA/Gd evaporado, Kodak-AA/Gd metálico, e Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

ótica ocorre muito rapidamente, atingindo valores elevados, próximo à 3,0, em intervalos de tempo, menores do que 0,1 segundos, fato que não nos permitiu obter a sua curva característica. Entretanto por causa desta rapidez, este tipo de conversor pode, e é comumente empregado em sistemas para radiografias em tempo-real, como descrito no capítulo 4.

### 3.1.2. Sensibilidade

Como já mencionado anteriormente, se uma medida de transmissão for realizada na condição de boa geometria (bg), a sensibilidade de um sistema filme-conversor, para um equipamento radiográfico, pode ser calculada por meio da expressão (1.16). Entretanto se a medida for realizada na condição de má geometria, uma fração ( $\phi_s$ ) dos nêutrons espalhados será detectada e nestes caso, o fluxo total transmitido [35,36] será dado pela expressão:

$$\phi_t(x) = \phi_0 \cdot \exp(-\Sigma_T \cdot x) + \phi_s \quad (3.1)$$

Ao se obter uma radiografia a condição de irradiação é a de má geometria, pois para minimizar o efeito penumbra na imagem, causado pela divergência angular do feixe de nêutrons, a amostra deverá ser posicionada o mais próximo do sistema filme-conversor. Desta forma os nêutrons espalhados contribuirão na formação da imagem [21].

As complexidades teóricas e experimentais para a determinação [19] de " $\phi_s$ " nos conduziu a adotarmos uma metodologia que utiliza o conceito de secção de choque efetiva,  $\Sigma_{efet}$ . para o cálculo da sensibilidade. Neste caso o aumento do fluxo transmitido é atribuído à uma aparente diminuição da secção de choque  $\Sigma_T$ , e a equação (1.13) foi substituída por:

$$\phi_t(x) = \phi_0 \cdot \exp(-\Sigma_{efet} \cdot x) \quad (3.2)$$

sendo  $\Sigma_{efet} \leq \Sigma_T$

Levando em conta que a densidade ótica é proporcional ao logaritmo da exposição, ou seja  $D_{op} = G \cdot \log(E)$ , o seu comportamento em função da espessura das amostras, vem dado por:

$$D_{op}(x) = D_o - (G \cdot \Sigma_{efet} \cdot 0,43) \cdot x \quad (3.3)$$

Ao produto " $G \cdot \Sigma_{efet} \cdot 0,43$ " é dado o nome de parâmetro de sensibilidade efetivo " $S_{efet}$ " e a expressão anterior fica:

$$D_{op}(x) = D_o - S_{efet} \cdot x \quad (3.4)$$

As espessuras mínimas discerníveis são obtidas mediante a diferenciação da equação (3.4), e vem dada por:

$$\Delta x = -\Delta D_{op} / S_{efet} \quad (3.5)$$

Para este estudo, foram empregados quatro materiais diferentes, cobre, ferro, lucite e chumbo. As amostras tem o formato de cunhas com degraus de espessuras variando entre 1 e 12mm, as quais foram fixadas em um porta-amostras confeccionado em alumínio com dimensões 18cmx24cm e espessura 0,1cm, e este externamente aos cassetes.

O tempo de irradiação das amostras foi selecionado de modo que os intervalos de exposição entre o feixe de nêutrons direto e o transmitido pelo degrau mais espesso das cunhas, esteja dentro daquele que o contraste ótico médio foi determinado, e assim propicie, nos sistemas filme-conversor, intervalos de densidade ótica correspondentes aos de suas faixas dinâmicas. Estes valores estão apresentados na tabela (3.1).

Após a revelação dos filmes, foram então realizadas as leituras de densidade ótica em função da espessura, destas cunhas, empregando o mesmo densitômetro ótico. Como anteriormente, nestas leituras estão incluídos o fundo ótico de cada filme pois, na prática, as imagens à serem analisadas são aquelas registradas no

filme, e não estas, subtraídas deste fundo. Aos pontos experimentais, foi ajustada por mínimos quadrados, a expressão (3.4) para a determinação do parâmetro de sensibilidade efetivo " $S_{\text{efet}}$ ". Os ajustes obtidos estão apresentados nas figuras (3.4), (3.5), e (3.6), e os valores com os seus respectivos erros, oriundos diretamente do ajuste, na tabela (3.2).

Filme-conversor	Contraste médio	Intervalo de exposição ( $n/\text{cm}^2$ )	Faixa dinâmica	Tempo de irradiação
Kodak-AA/Gd evaporado	$G = 3,5(2)$	$4,1 \times 10^7 - 1,2 \cdot 10^8$	1,5 - 3,5	12min
Kodak-AA/Gd metálico	$G = 4,1(2)$	$4,1 \times 10^7 - 1,2 \cdot 10^8$	1,5 - 3,5	12min
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	$G = 1,98(7)$	$7,6 \times 10^6 - 5,1 \cdot 10^7$	1 - 2,7	300s

Tabela 3.1 - Valores dos contrastes óticos médios, intervalos de exposição para a região de maior contraste, da faixa dinâmica, e do tempo de irradiação para os sistemas filme-conversor estudados.

Filme-conversor	$S_{\text{efet}}(\text{cm}^{-1})$			
	Cobre	Ferro	Lucite	Chumbo
Kodak-AA/Gd evaporado	- 1,21(4)	- 1,34(2)	- 2,1(4)	- 0,44(4)
Kodak-AA/Gd metálico	- 1,31(3)	- 1,50(3)	- 2,4(4)	- 0,43(2)
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	- 0,87(2)	- 0,83(4)	- 1,35(5)	- 0,17(1)

Tabela 3.2 - Valores dos parâmetros de sensibilidade efetivo para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.

Os cálculos das espessuras mínimas discerníveis- $\Delta x$ , foram realizados mediante o emprego da expressão (3.5) com  $\Delta D_{\text{op}}=0,05$  (o erro de leitura do densitômetro ótico), e os resultados obtidos para estes sistemas estão apresentados na tabela (3.3). Os erros apresentados nos valores de  $\Delta x$ , foram calculados por propagação, aplicada à expressão (3.5).

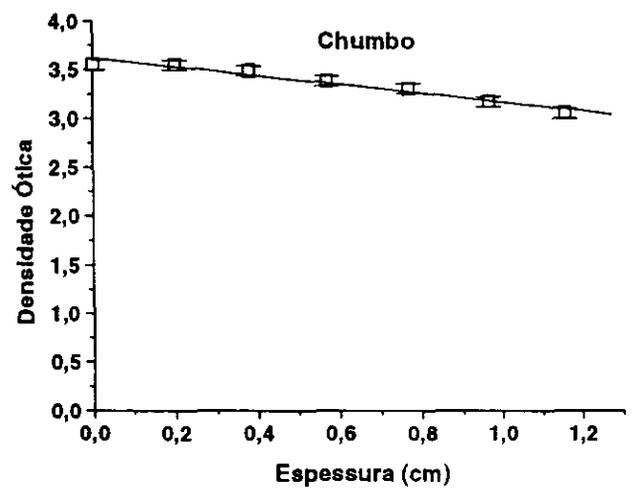
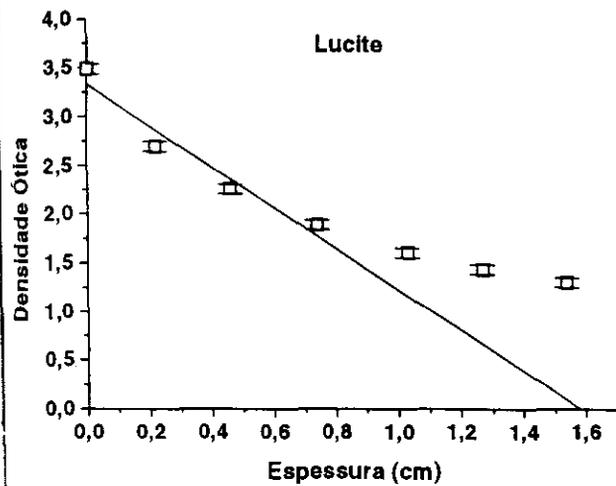
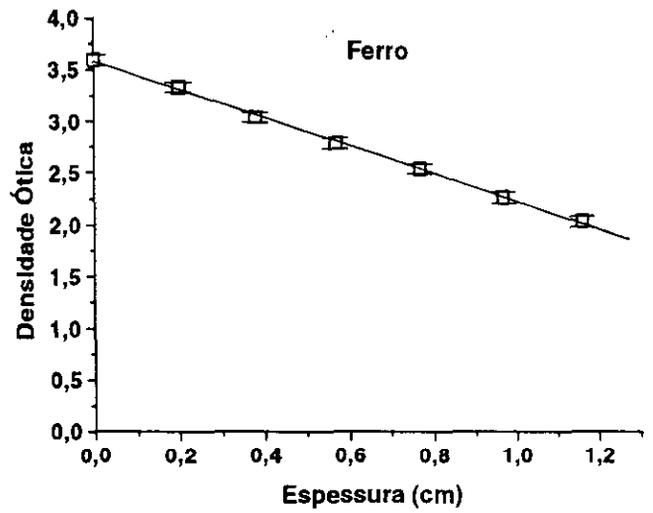
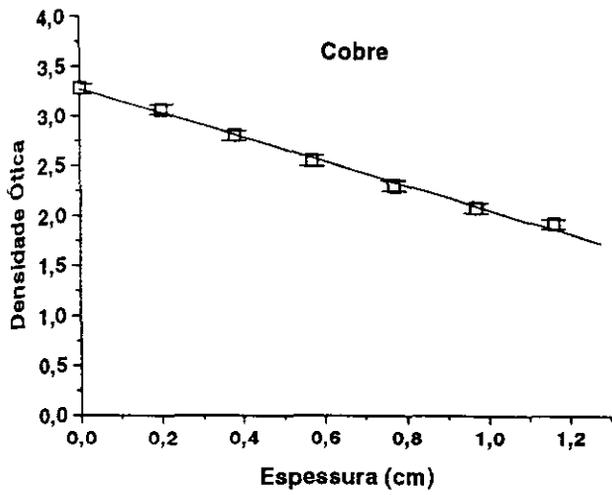


Figura 3.4 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Kodak-AA/Gd evaporado.

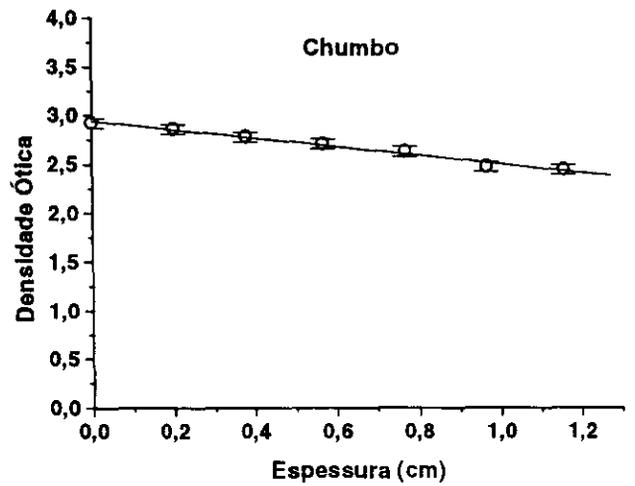
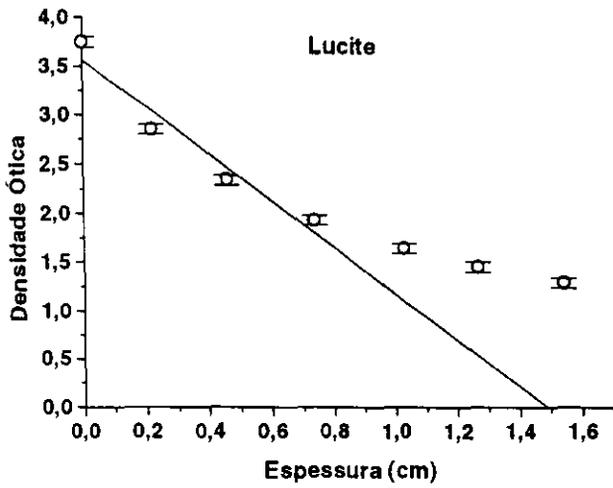
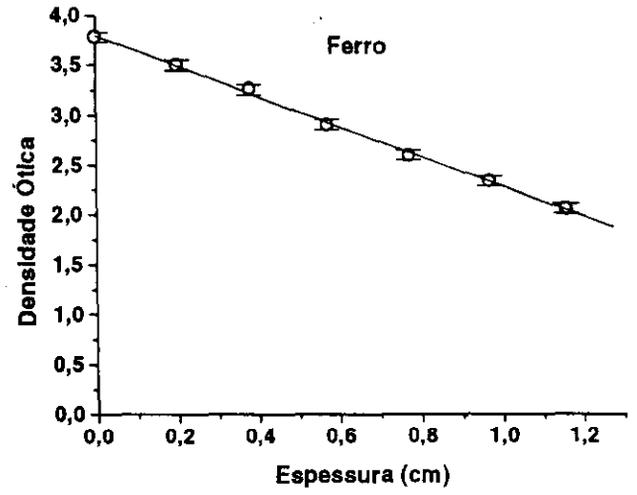
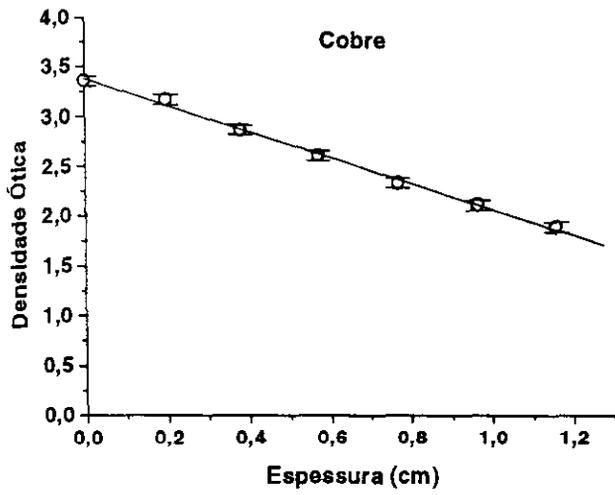


Figura 3.5 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.

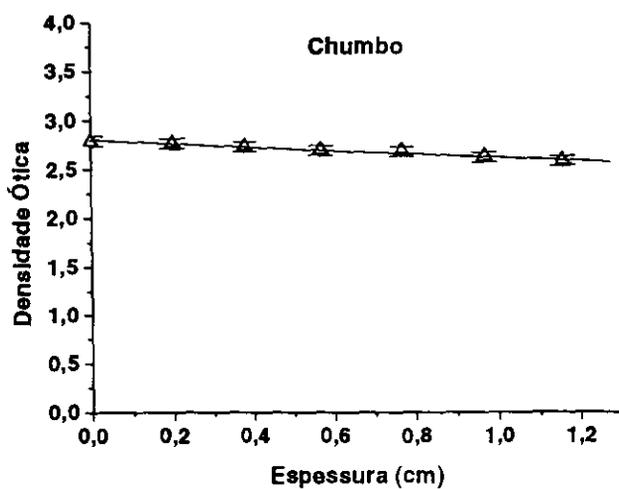
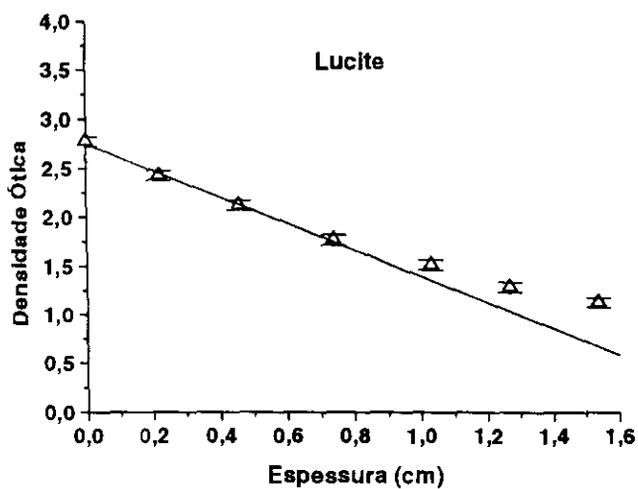
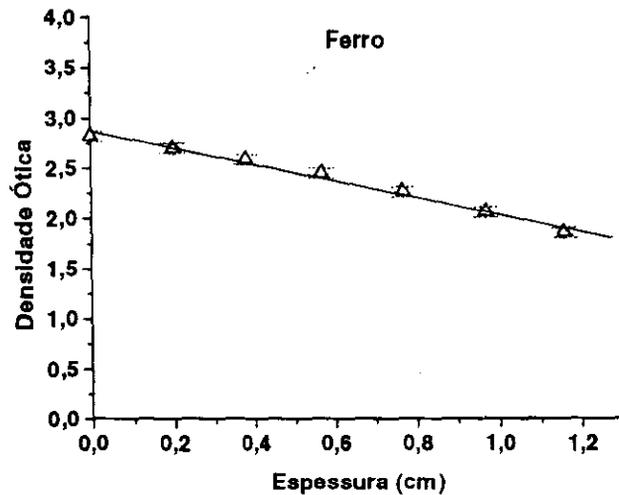
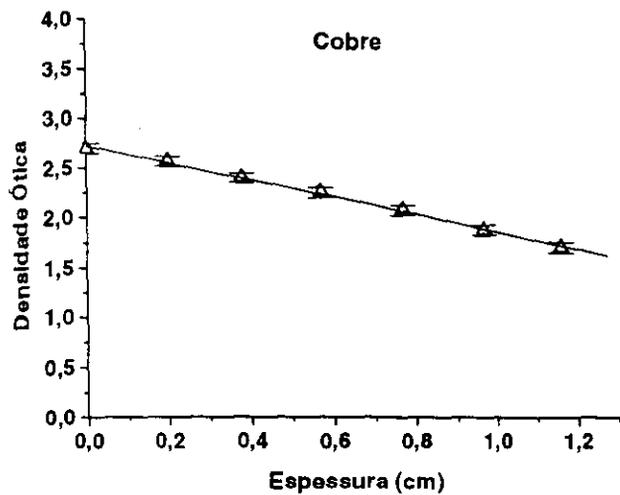


Figura 3.6 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

Filme-conversor	$\Delta x(\text{cm})$			
	Cobre	Ferro	Lucite	Chumbo
Kodak-AA/Gd evaporado	0,041(1)	0,037(1)	0,024(5)	0,11(1)
Kodak-AA/Gd metálico	0,038(1)	0,033(1)	0,021(4)	0,12(1)
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	0,058(1)	0,060(3)	0,037(1)	0,29(2)

Tabela 3.3 - Valores das espessuras mínimas discerníveis para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.

Estes valores são coerentes com aqueles obtidos por outros autores, que empregaram sistemas filme-conversor similares [19,24].

Embora estes resultados sejam qualitativamente consistentes com os valores dos contrastes óticos médios determinados para cada sistema filme-conversor (como previsto pela expressão (3.5)), ou seja, as sensibilidades para os sistemas Kodak-AA/Gd evaporado e Kodak-AA/Gd metálico devem ser similares, e ambas superiores aquela do sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, quantitativamente não obedeceram as razões exatas destes valores, e isto pode ser explicado considerando:

- que a reprodutibilidade nos valores das densidades óticas, como mencionado no item (1.3), não é melhor do que 25%;
- que há uma certa arbitrariedade na seleção da "região mais íngreme" das curvas características, para o cálculo dos contrastes óticos médios.

Com relação aos dados referentes ao material lucite, pode-se observar, nas figuras (3.4), (3.5), e (3.6), que para valores de espessuras maiores do que 0,7cm os valores de densidade ótica, não seguem mais um comportamento linear como previsto pela expressão (3.4). Isto se deve à excessiva contribuição de nêutrons espalhados e do espalhamento múltiplo oriundos desta amostra na formação da imagem, uma vez que este material é rico em hidrogênio, o qual é um elemento que essencialmente atenua nêutrons por espalhamento. Neste caso a presente metodologia poderá ser empregada até a espessura em que os dados de densidade ótica exibem este comportamento linear. Para as espessuras maiores do que 0,7cm esta metodologia deverá ser otimizada.

### 3.1.3. Resolução

Para o estudo da resolução foram empregadas como placas opacas, lâminas de gadolínio metálico de dimensões 0,5cmx0,5cm e de espessura 0,01cm, as quais foram fixadas em uma cunha com degraus confeccionada em alumínio, e às seguintes distâncias dos sistemas filme-conversor:

- junto e externamente ao cassette: 0,1cm;
- no terceiro degrau da cunha: 0,7cm;
- no sexto degrau da cunha: 1,3cm.

Primeiramente, foram selecionados os tempos de irradiação de modo que as exposições correspondentes ao feixe direto de nêutrons, propicie em cada sistema filme-conversor, uma densidade ótica que não ultrapasse a capacidade máxima de leitura do microfotômetro ótico empregado, ou seja  $D_{op} \sim 2$ . De acordo com as curvas características, de cada um dos sistemas filme-conversor estudados, estes valores estão apresentados na tabela (3.4) abaixo.

Filme-conversor	Tempo de irradiação(min)	Exposição( $n/cm^2$ )
Kodak-AA/Gd evaporado	5	$5 \times 10^7$
Kodak-AA/Gd metálico	5	$5 \times 10^7$
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	2	$2 \times 10^7$

Tabela 3.4 - Condição de exposição (ou tempo de irradiação) para se obter densidade ótica aproximadamente 2.

Após as irradiações, os filmes foram revelados de acordo com o mesmo procedimento padrão sugerido pelos seus fabricantes.

Para as leituras nos valores de transmissão de luz nos filmes, na interface das imagens (placa de gadolínio-feixe direto (item 1.2.6)) foi empregado, neste microfotômetro, um feixe de luz de dimensões  $7\mu m \times 3mm$  e um passo de varredura de  $5\mu m$ . Também nestes valores estão incluídos o fundo ótico de cada filme pois, na prática, as imagens à serem analisadas são aquelas registradas no filme e não estas, subtraídas deste fundo.

À cada conjunto de dados de densidade ótica " $D_{op}$ " em função da coordenada de varredura " $X$ ", correspondente à cada sistema filme-conversor, foi ajustada pelo método dos mínimos quadrados, a função:

$$ESF = P_1 - P_2 \cdot \arctan[P_3 \cdot (X - P_4)] \quad (3.6)$$

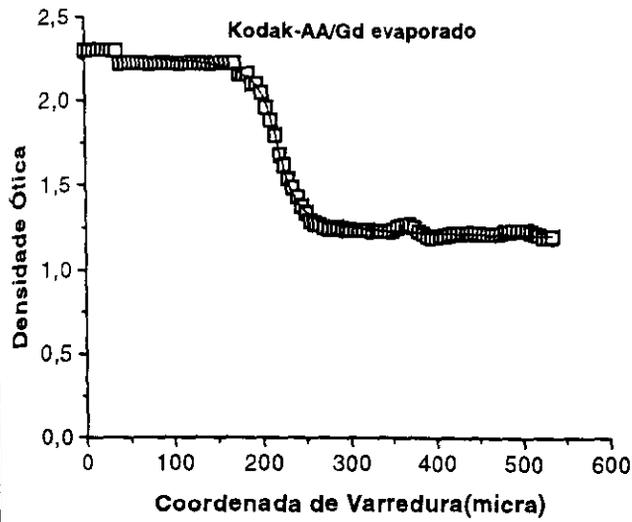
Alguns dos ajustes típicos obtidos, são mostrados nas figuras (3.7), (3.8) e (3.9). Os valores obtidos para a resolução total -  $U_t$ , em função da distância aos sistemas filme-conversor, que foram calculados para cada um deles, mediante a expressão (1.18), estão apresentados na figura (3.10). Os erros nos valores de " $U_t$ ", foram calculados por propagação aplicada à esta expressão.

Estes valores são coerentes com aqueles obtidos por outros autores, que empregaram sistemas filme-conversor similares [24].

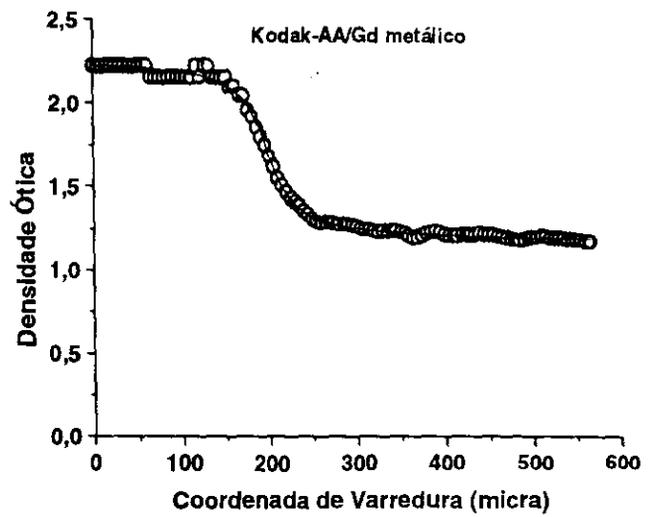
Além disto como previsto pelas expressões (1.7) e (1.19), a resolução total -  $U_t$  piora com o aumento da distância, entre a amostra e o sistema filme-conversor, por causa do aumento da contribuição da "resolução geométrica" -  $U_g$ , ou seja:

$$(U_t)^n = (U_i)^n + (x/(L/D))^n \quad (3.7)$$

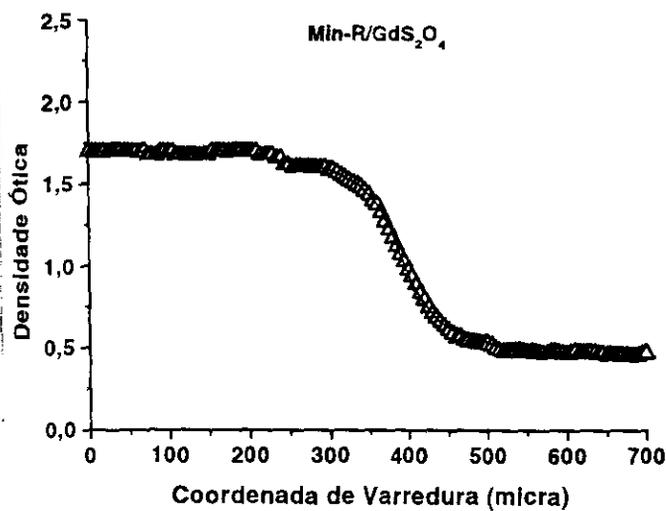
Um dado importante que pode ser determinado a partir destes, é o valor da "resolução intrínseca" -  $U_i$ , ou seja a contribuição na resolução total devida exclusivamente à cada um destes sistemas. No presente trabalho, estes foram calculados mediante uma extrapolação, das curvas da figura (3.10) de  $U_t$  em função da distância " $x$ ", para  $x \rightarrow 0$ , pois neste caso, a contribuição da "resolução geométrica" -  $U_g$ , como pode ser verificado na expressão (3.7) é nula, e nesta condição  $U_t = U_i$ . Os valores obtidos estão apresentados na tabela (3.5) e os seus erros, foram calculados a partir do erro do parâmetro do ajuste da função linear aos dados da figura (3.10).



(3.7)



(3.8)



(3.9)

Figuras 3.7, 3.8, e 3.9 - Varreduras típicas nas distribuições de densidade ótica para os sistemas Kodak-AA/Gd evaporado, Kodak-AA/Gd metálico, e Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

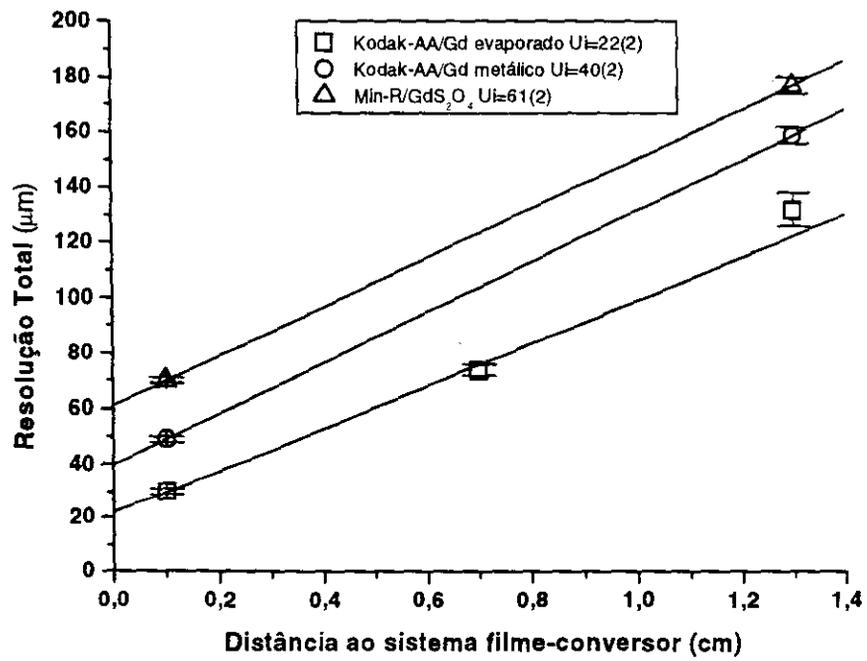


Figura 3.10 - Comportamento da resolução total em função da distância aos sistemas filme-conversor.

Estes resultados estão em acordo com os determinados teoricamente, os quais foram calculados levando em conta alcance da radiação ionizante no conversor e no filme, bem como o tamanho de grão dos filmes empregados [24].

Filme-conversor	Resolução intrínseca – $U_i(\mu\text{m})$
Kodak-AA/Gd evaporado	22(2)
Kodak-AA/Gd metálico	40(2)
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	61(2)

Tabela 3.5 - Valores da resolução intrínseca para cada sistema filme-conversor estudado.

Como pode ser observado, dentre os sistemas estudados, o Kodak-AA/Gd evaporado é o que apresenta o menor valor para a “*resolução intrínseca*”, ou seja é o que fornecerá a melhor resolução na imagem. Em seguida está o Kodak-AA/Gd metálico. Como em ambos os casos os filmes empregados e a radiação ionizante gerada pelo conversor são os mesmos, poder-se-ia a princípio concluir que ambos deveriam apresentar o mesmo valor para a “*resolução intrínseca*”. A explicação desta diferença está na concepção de ambos os conversores:

- o Gd metálico sendo uma placa com 125 $\mu\text{m}$  de espessura, propicia uma maior contribuição da radiação- $\gamma$  na formação da imagem do que o Gd evaporado com 25 $\mu\text{m}$ ;
- o Gd evaporado é acondicionado em um cassette próprio de alumínio o qual permite que se faça vácuo em seu interior, propiciando um melhor contato entre o filme e o conversor, além de minimizar o espalhamento dos elétrons na camada de ar remanescente entre ambos.

Em termos de “*resolução intrínseca*”, o pior resultado foi obtido para o sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>. Neste caso, a radiação ionizante que gera a imagem, é um fóton de luz visível (verde), o qual tem um maior alcance tanto no conversor como no filme e além disto, este filme possui grãos de dimensões maiores do que no caso do Kodak-AA.

### 3.1.4. Dados para a Posição de Fluxo Máximo

Como mencionado no início deste capítulo, a seguir serão apresentados os dados e valores referentes às curvas características, sensibilidade e resolução para os dois sistemas filme-conversor, Kodak-AA/Gd metálico e Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, que foram obtidos na posição de fluxo máximo.

É importante salientar, que toda a metodologia empregada na obtenção e na análise dos dados foi exatamente a mesma utilizada anteriormente.

### Curvas Características

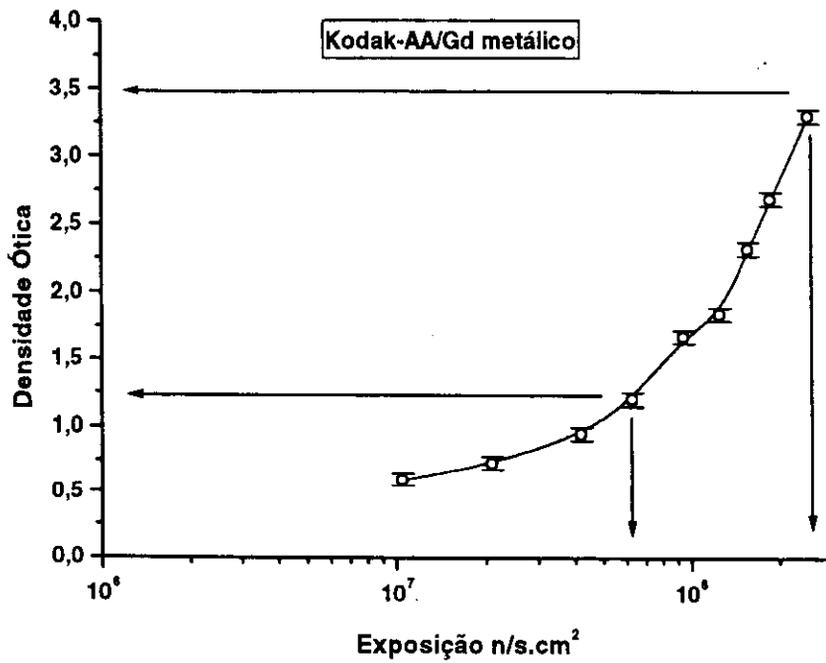
Nas figuras (3.11) e (3.12), estão apresentadas as curvas características para ambos os sistemas. Como pode ser observado, estas exibem um comportamento similar com relação às obtidas anteriormente na posição de fluxo mínimo. Os valores para os seus contrastes óticos médios, intervalo de exposição que foram determinados, e faixa dinâmica, são mostrados na tabela (3.6). Mediante uma comparação com os valores obtidos na posição de fluxo mínimo, pode-se constatar, como esperado, uma proximidade destes valores.

Filme-conversor	Contraste médio	Intervalo de exposição (n/cm <sup>2</sup> )	Faixa dinâmica	Tempo de irradiação
Kodak-AA/Gd metálico	G = 3,4(4)	6,3x10 <sup>7</sup> – 2,5.10 <sup>8</sup>	1,2 – 3,5	4min
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	G = 2,00(6)	1,1x10 <sup>7</sup> – 6,3.10 <sup>7</sup>	1 – 2,5	60s

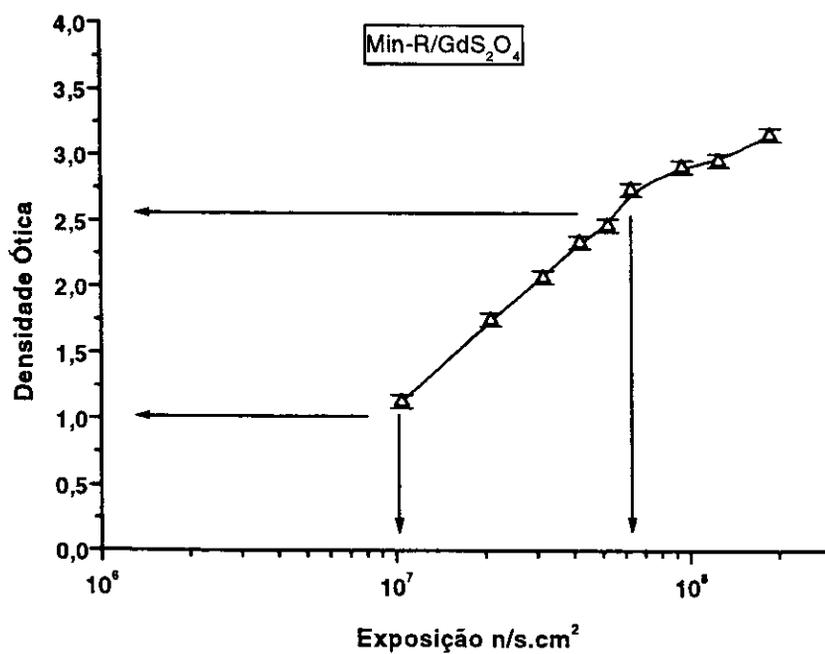
Tabela 3.6 - Valores dos contrastes óticos médios, intervalos de exposição para a região de maior contraste, da faixa dinâmica, e do tempo de irradiação para os sistemas filme-conversor estudados.

### Sensibilidade

Nas figuras (3.13), e (3.14), estão representados os comportamentos da densidade ótica em função das espessuras para cada um dos materiais estudados, e para cada sistema filme-conversor, bem como os ajustes da expressão (3.4) à estes dados, para a determinação do parâmetro de sensibilidade efetivo "S<sub>efet</sub>". Os valores com os seus respectivos erros, estes obtidos diretamente do parâmetro do ajuste, estão apresentados na tabela (3.7).



(3.11)



(3.12)

Figuras 3.11 e 3.12 - Curvas características para os sistemas Kodak-AA/Gd metálico e Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

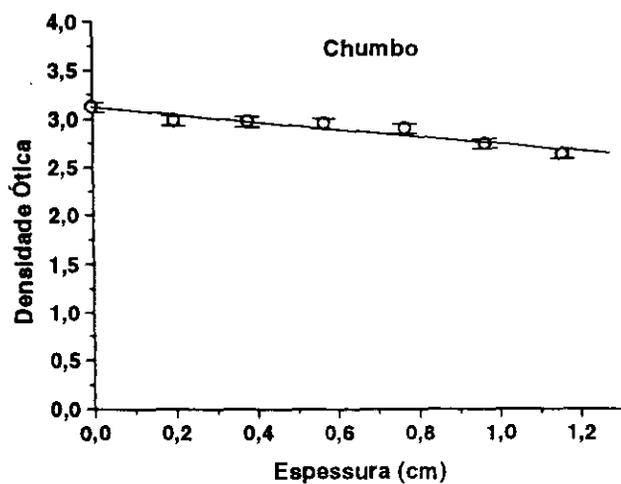
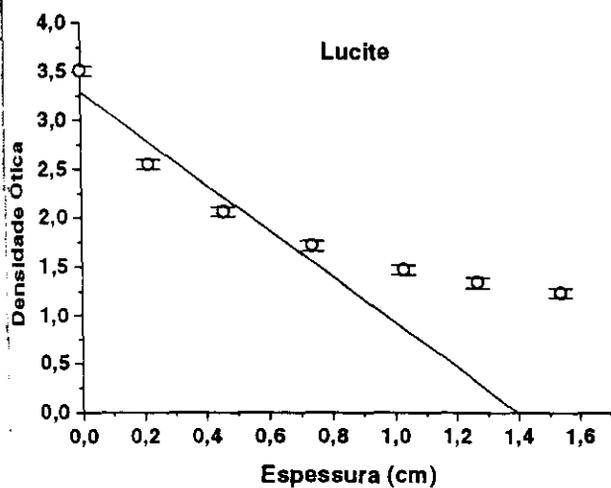
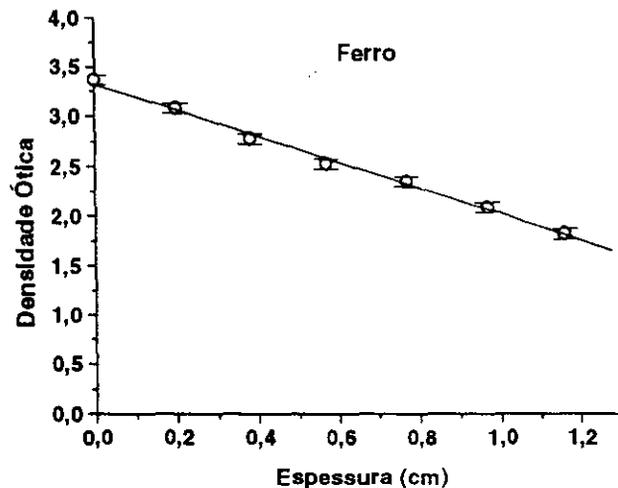
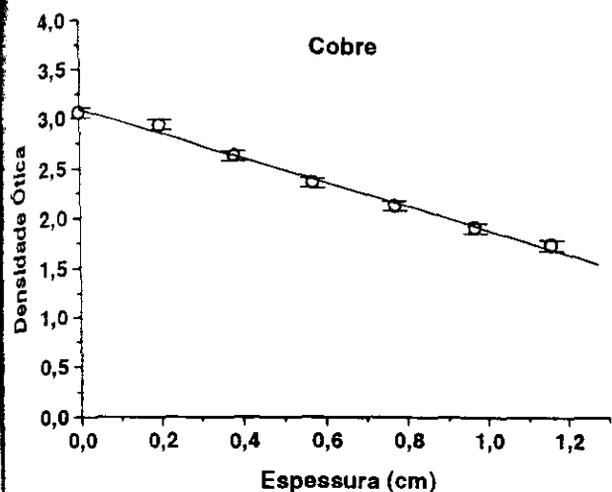


Figura 3.13 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Kodak-AA/Gd metálico.

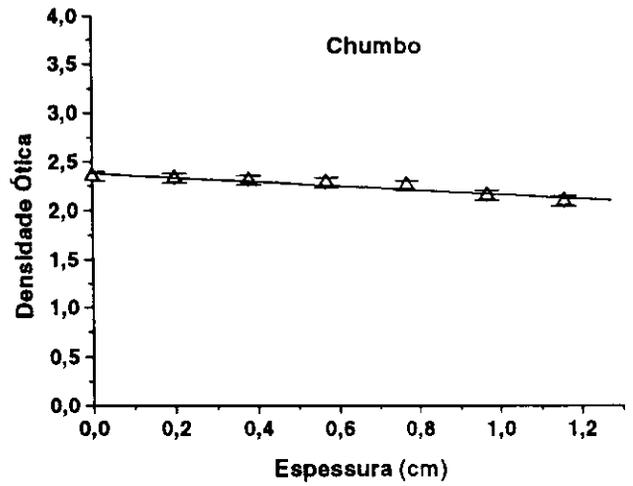
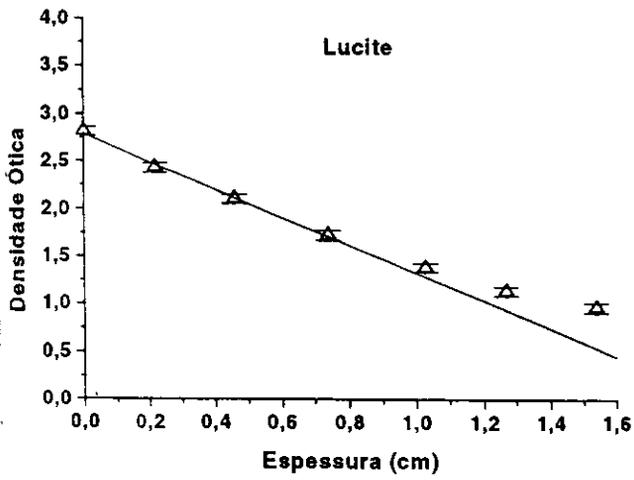
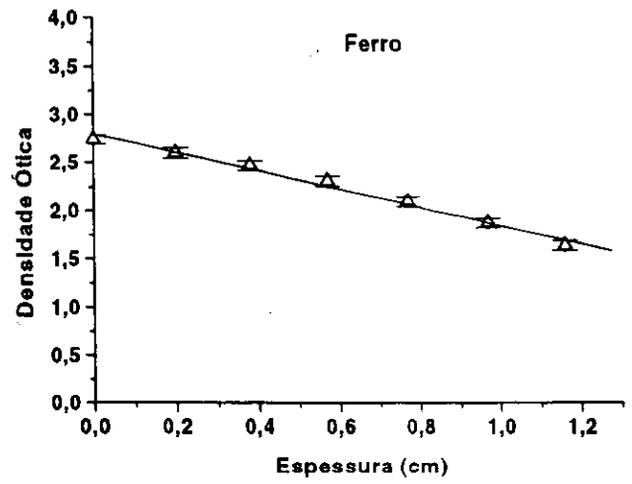
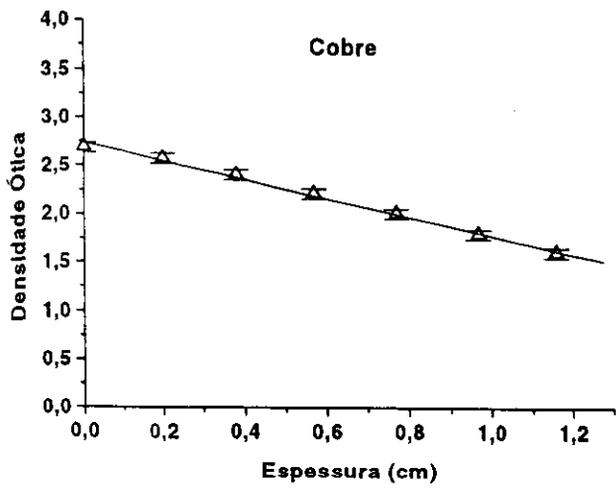


Figura 3.14 - Curvas de densidade ótica em função da espessura dos materiais cobre, ferro, lucite e chumbo para o sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

Os resultados obtidos para a sensibilidade de cada sistema estão apresentados na tabela (3.8), e mediante uma comparação com os obtidos na posição de fluxo mínimo, tabela (3.3), pode-se também constatar uma proximidade destes valores. Este fato é previsível por causa da proximidade dos valores dos contrastes óticos médios obtidos em ambas as posições de irradiação.

Filme-conversor	$S_{efet}(cm^{-1})$			
	Cobre	Ferro	Lucite	Chumbo
Kodak-AA/Gd Metálico	- 1,21(5)	- 1,30(4)	- 2,4(5)	- 0,37(5)
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	- 0,96(3)	- 0,95(5)	- 1,46(6)	- 0,21(3)

Tabela 3.7 - Valores das sensibilidade efetivo para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.

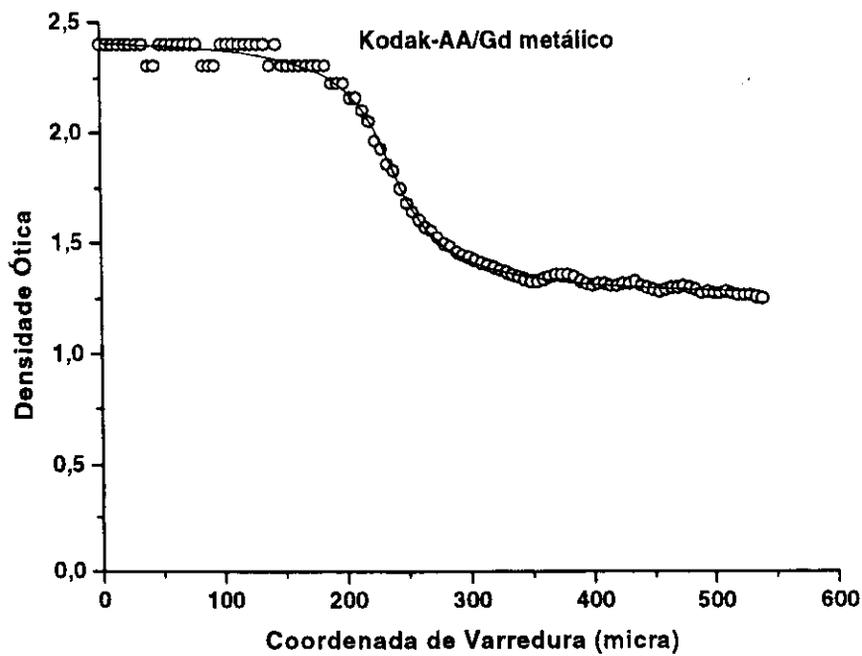
Filme-conversor	$\Delta x(cm)$			
	Cobre	Ferro	Lucite	Chumbo
Kodak-AA/Gd Metálico	0,041(2)	0,039(1)	0,021(4)	0,14(2)
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	0,052(1)	0,053(3)	0,034(1)	0,24(3)

Tabela 3.8 - Valores das espessuras mínimas discerníveis para os materiais cobre, ferro, lucite, chumbo, e para os sistemas filme-conversor estudados.

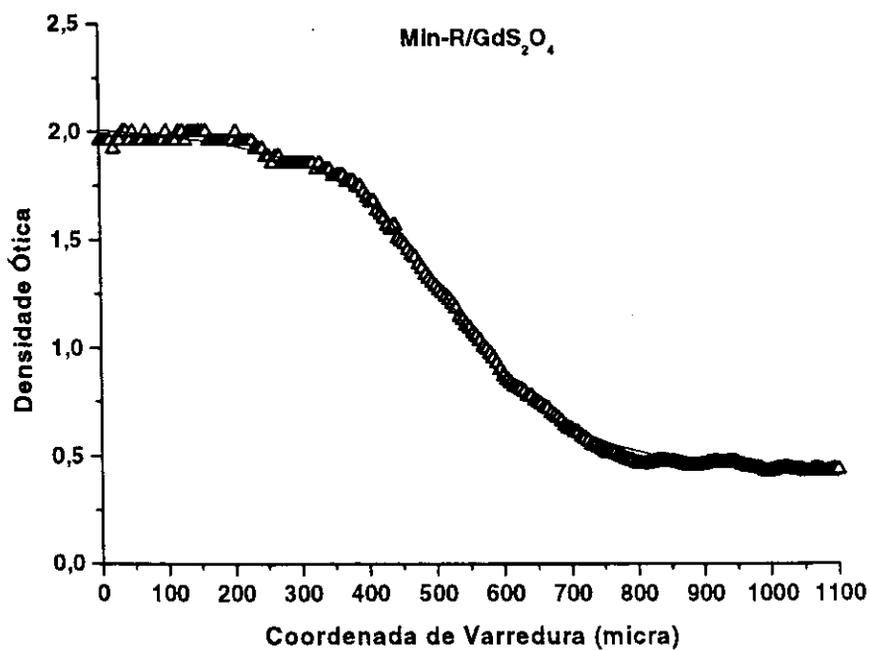
### Resolução

Nas figuras (3.15), e (3.16), estão apresentados alguns resultados obtidos para o comportamento da densidade ótica em função da coordenada de varredura, na região de interface, bem como os ajustes da expressão (3.6) à estes pontos. Como anteriormente, os tempos de irradiação foram selecionados de modo que a densidade ótica resultante não ultrapasse a capacidade máxima de leitura do microfotômetro de  $D_{op} \sim 2$ . A figura (3.17) mostra o comportamento da resolução total em função da distância "x", aos sistemas filme-conversor, e a tabela (3.9) os respectivos valores para a "resolução intrínseca".

Mediante comparação entre os resultados para a resolução total, pode-se constatar que os obtidos na posição de fluxo máximo são maiores. Desde que os valores das "resolução intrínseca" de cada sistema sejam os mesmos, o aumento



(3.15)



(3.16)

Figuras 3.15 e 3.16 - Varreduras típicas nas distribuições de densidade ótica para os sistemas Kodak-AA/Gd metálico e Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

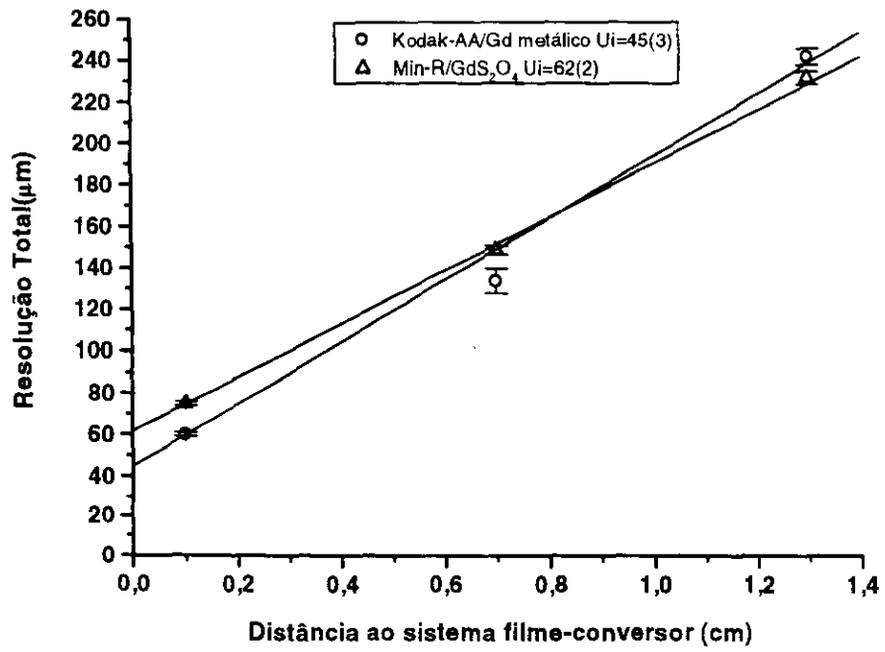


Figura 3.17 - Comportamento da resolução total em função da distância aos sistemas filme-conversor.

neste valor é uma consequência exclusiva da maior contribuição da "resolução geométrica", uma vez que na posição de fluxo máximo, a razão  $L/D$  é menor, ou seja, passa de 110 para 70 (vide tabela-2.3), como mostrado na expressão (3.7).

<b>Filme-conversor</b>	<b>Resolução intrínseca – <math>U_i(\mu\text{m})</math></b>
Kodak-AA/Gd metálico	45(3)
Min-R/GdS <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	62(2)

Tabela 3.9 - Valores da resolução intrínseca para cada sistema filme-conversor estudado.

## CAPÍTULO 4

### CONCLUSÕES

Este trabalho teve por objetivo caracterizar os seguintes sistemas filme-conversor, para serem empregados em radiografia com nêutrons:

- 1- Kodak-AA/Gd evaporado;
- 2- Kodak-AA/Gd metálico;
- 3- Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

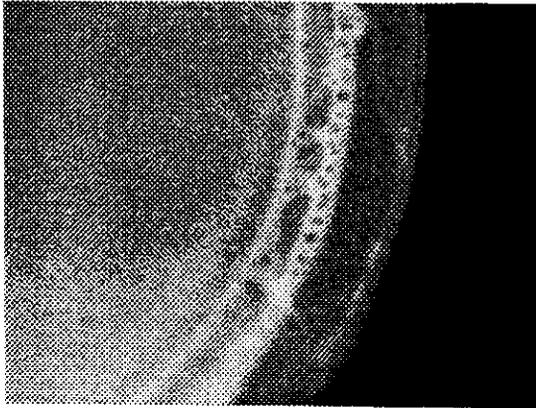
Esta caracterização visou determinar para cada um destes sistemas a exposição ao feixe de nêutrons para o qual se obtém o melhor contraste ótico, sensibilidade para discernir variações de espessuras de alguns materiais, e resolução espacial na imagem radiográfica. No presente trabalho, os sistemas foram estudados em duas das diversas posições de irradiação disponíveis, ou seja onde o fluxo de nêutrons é mínimo e onde ele é máximo. As condições ótimas para a obtenção de radiografias no presente equipamento, que foram determinadas para cada um dos sistemas estudados e nas posições de fluxo mínimo e de fluxo máximo, estão apresentados nas tabelas (3.1) e (3.6) respectivamente.

Baseado nos resultados obtidos pode-se então concluir que em termos de qualidade da imagem radiográfica, os sistemas estariam assim classificados:

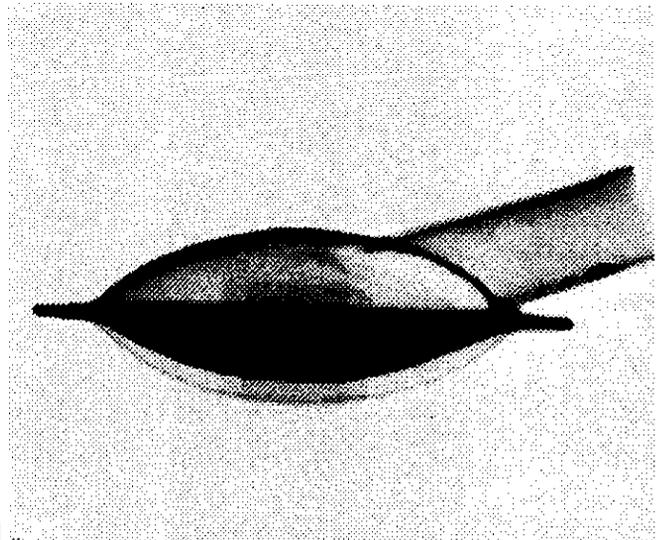
- 1°- Kodak-AA/Gd evaporado;
- 2°- Kodak-AA/Gd metálico;
- 3°- Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.

Mesmo que ofereça a menor qualidade, o sistema Min-R/GdS<sub>2</sub>O<sub>4</sub> poderá ser empregado quando a inspeção radiográfica não exigir muito em termos de sensibilidade e de resolução. A velocidade na obtenção da radiografia, associado ao preço deste tipo de filme, são as suas principais características, e tornam o processo 3 vezes mais rápido e pelo menos 5 vezes menos dispendioso do que aquele para os outros sistemas estudados.

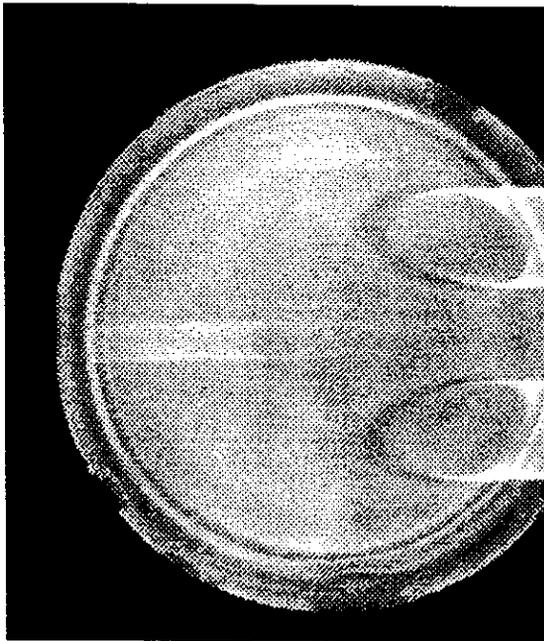
Nas figuras (3.18), (3.19), e (3.20) são apresentados alguns exemplos de radiografias que foram obtidas empregando cada um destes sistemas.



a

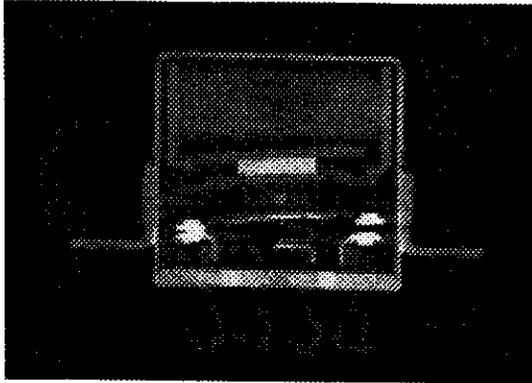


b

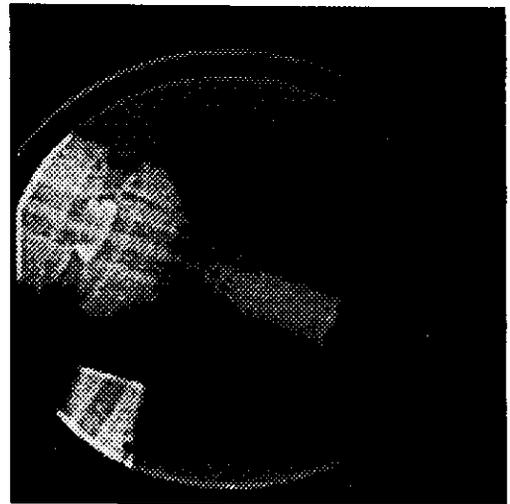


c

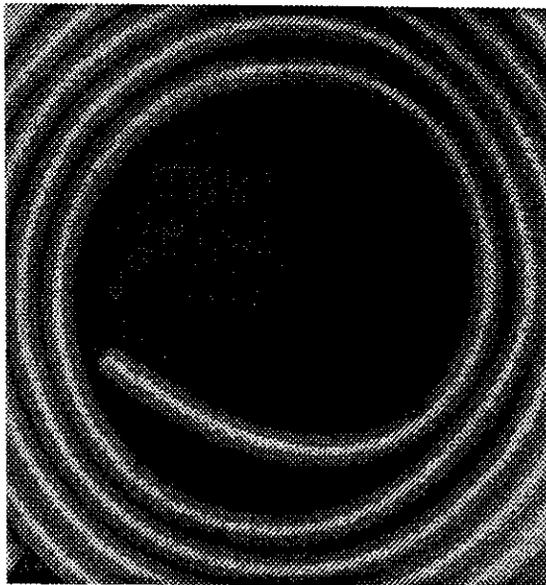
Figura 3.18 - Exemplos de radiografias com nêutrons obtidas, de um protótipo de coração artificial, com o sistema Kodak-AA/Gd evaporado: a) visão superior parcial; b) perfil; c) vista superior total.



a

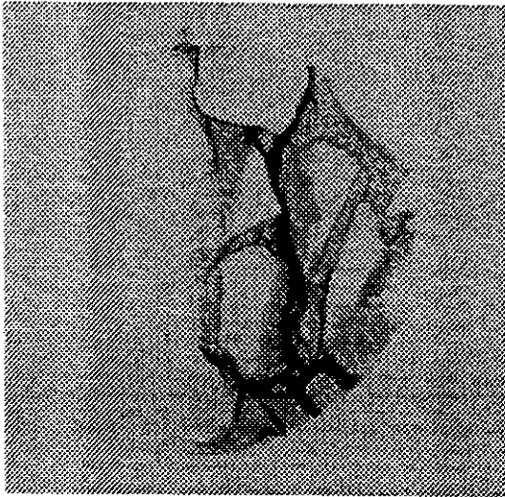


b

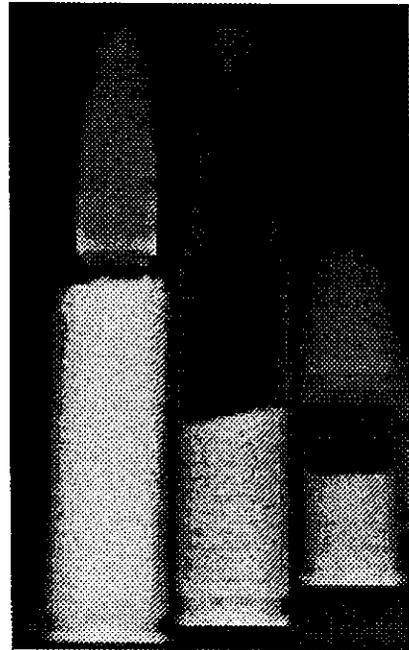


c

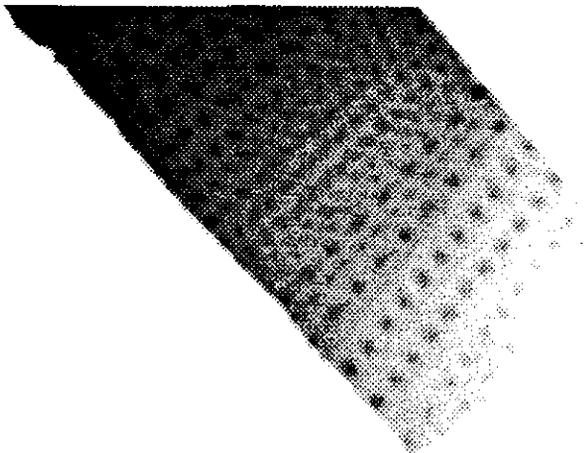
Figura 3.19: Exemplos de radiografias com nêutrons obtidas com o sistema Kodak-AA/Gd metálico: a) relês empregados em satélites; b) e c) componentes pirotécnicos utilizados na indústria aeroespacial.



a



b



c

Figura 3.20: Exemplos de radiografias com nêutrons obtidas com o sistema Min-R/ $GdS_2O_4$ : a) microrrachadura em concreto; b) projéteis de armas; c) vane de turbina.

Dentre as sugestões que poderiam ser propostas, para que se obtenham radiografias de melhor qualidade, em termos de sensibilidade e de resolução, empregando os conversores de Gd metálico e o de Gd evaporado, está a utilização de filmes com emulsão simples denominados "single-coated", especificamente o Kodak-SR. Para ambos os conversores mencionados os elétrons de 70keV gerados, são os principais responsáveis pela formação da imagem. Para os filmes Kodak-AA, estes elétrons são capazes de sensibilizar somente a emulsão que está voltada para o conversor (alcance  $\sim 70\mu\text{m}$ ) [34]. A emulsão do lado oposto, será sensibilizada pelas radiações gama, presente no feixe de nêutrons e por aquela gerada pelo próprio conversor. Embora a razão  $n/\gamma$ , para o presente feixe, obedeça a condição  $n/\gamma > 5 \times 10^5 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{mRem}$  (para que não se tenha uma gamagrafia sobreposta à radiografia com nêutrons), o seu efeito em termos de radiação de fundo permanece, e contribui para uma piora da razão sinal/ruído, ou seja da sensibilidade dos referidos sistemas. Quanto à radiação gama gerada pelo conversor, o seu efeito na emulsão oposta, por causa de seu maior alcance quando comparado ao dos elétrons, será o de piorar a resolução.

Certamente uma outra alternativa que otimizaria os resultados radiográficos para qualquer sistema filme-conversor, seria elevar a razão de colimação -  $L/D$ , do feixe de nêutrons, pois a contribuição da resolução geométrica seria menor e portanto a resolução total seria otimizada. Entretanto, de acordo com a expressão (1.9), esta elevação causaria uma diminuição no fluxo de nêutrons a qual é inversamente proporcional ao seu quadrado, o que poderia, para a condição atual do reator IEA-R1, elevar demasiadamente os tempos de irradiação das amostras, tornando inviável a obtenção de uma radiografia.

Uma outra sugestão, para o sistema Kodak-AA/Gd metálico, seria a utilização de um cassette evacuado, similar ao do sistema Kodak-AA/Gd evaporado. Isto aumentaria o contato filme-conversor, diminuindo o espalhamento dos elétrons em seu interior, e portanto otimizaria a resolução do sistema.

De acordo com os resultados obtidos em ambas as posições de irradiação, referentes ao contraste ótico médio -  $G$ , sensibilidade -  $\Delta x$ , e resolução total -  $U_t$ , pode-se concluir que exceto por problemas de reprodutibilidade, intrínsecos do próprio método, as características das imagens radiográficas esperadas para estes

sistemas, em qualquer outra posição de irradiação, podem ser previsíveis. Para isto bastaria a princípio calcular as razões de colimação – L/D, em cada uma delas.

### **Viabilidade de um sistema para radiografias em tempo-real no IPEN/CNEN-SP**

O fato de o sistema Kodak-AA/LiF, propiciar uma velocidade elevada na formação da densidade ótica, atingindo um valor próximo à 3,0 em intervalos de tempo, menores do que 0,1 segundos, nos motivou a tentar obter uma imagem em tempo-real. Nesta tentativa improvisamos um arranjo experimental, mostrado na figura (3.21), o qual foi instalado no interior da blindagem do equipamento radiográfico.

Este arranjo consiste do conversor de LiF, de um espelho plano, de uma câmera de vídeo com sensibilidade 0,1LUX, os quais foram inseridos no interior de uma caixa de madeira, capaz de vedar a luz ambiente. A imagem captada pode ser vista em um monitor de vídeo. Esta caixa de madeira foi posicionada no local onde o fluxo de nêutrons é máximo. As cintilações geradas são refletidas pelo espelho de modo que a câmera de vídeo as capte à 90° em relação à direção do feixe de nêutrons incidente. Esta precaução foi tomada para que se evite danos no elemento sensível (CCD) da câmera de vídeo, causados por interação com nêutrons rápidos e a radiação gama presentes no feixe extraído [6]. Os ensaios foram realizados com o reator operando às potências de 2 e de 5MW, sendo que a imagem do feixe, no monitor de vídeo, somente foi visível na última condição de operação. Embora a utilização destes tipos de conversores em sistemas em tempo-real não seja novidade, este ensaio nos permitiu constatar a viabilidade de se instalar este tipo de sistema no IPEN-CNEN/SP. A partir destes resultados, o grupo de radiografia com nêutrons desenvolveu um projeto financiado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), cujo resultado foi a aquisição de um sistema em tempo-real de última geração, o qual está em fase final de instalação neste equipamento.

As principais contribuições deste trabalho foram referentes ao fornecimento de dados para três sistemas filme-conversor. O fato de que os sistemas Kodak-AA/Gd metálico e Kodak-AA/Gd evaporado já sejam conhecidos e comumente empregados em outros equipamentos radiográficos, não excluiu a necessidade de caracterizá-los para o presente equipamento. As diferenças nas características dos feixes de

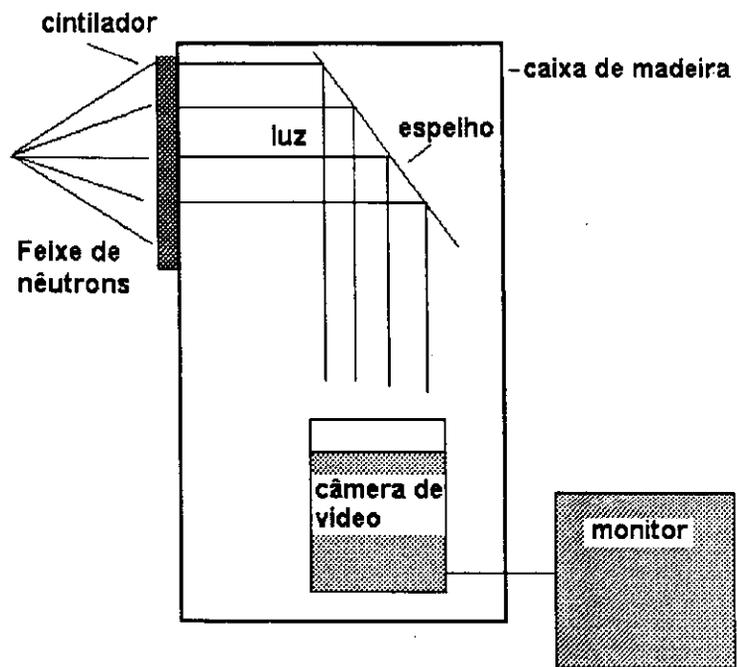


Figura 3.21 - Diagrama esquemático mostrando o sistema improvisado para imagens em tempo-real.

nêutrons extraídos em cada um deles, faz com que esta determinação seja necessária para se obter radiografias nas condições ótimas em termos de sensibilidade e de resolução na imagem radiográfica.

Como conclusão final, este trabalho propiciou a operacionalização de três sistemas filme-conversor, para a obtenção de radiografias com nêutrons. Estes resultados associados aos anteriormente obtidos, para outros sistemas como o Kodak-AA/Dy [24] e o SSNTD/B [25,26], permitem que hoje o IPEN esteja apto a desenvolver pesquisas e a fornecer serviços de radiografias com nêutrons, para a inspeção de diversos tipos de materiais.

As principais contribuições "originais" deste trabalho foram a caracterização do sistema Min-R/ $GdS_2O_4$ , o qual foi concebido para ser utilizado em radiografias com raios-X, para fins médicos em mamografias, bem como a utilização do conceito de secção de choque efetiva na análise dos resultados obtidos para a sensibilidade.

## Referencias Bibliográficas

- 1-BERGER, H. **Neutron radiography, methods, capabilities and applications.** New York, N.Y., Elsevier, 1965.
- 2-BERGER, H. **Neutron radiography – A state of art report.** NTIAC–SR–98–01. NASA (Center for Aerospace Information), Aug 1998;
- 3-CURTISS L.F. **Introduction to neutron physics.** Inc., Princenton, New Jersey: D. van Nostrand Co., 1959.
- 4-BRYANT, L.E; MCENTIRE, P. 2<sup>nd</sup> ed. **Radiography and radiation testing.** American Society for Nondestructive Testing (Nondestructive Testing Handbook); 1985.
- 5-HARDT P. VON DER; ROETTGER H. **Neutron radiography handbook: nuclear science and technology,** Dordrecht, D. Reidl, 1981.
- 6-LINDSAY, J.T. **Development and characterization of a real – time neutron radiography facility.** PhD thesis, University of Missouri, may 1983.
- 7-THOMS, M.; MYLES, D. AND WILKINSON, C. **Neutron detection with imaging plates part I. Image storage and readout.** In E. Lehmann, H. Pleinert, S. Korner, editors, Proceedins of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 26-33, 1998.
- 8-THOMS, M. **Neutron detection with imaging plates part II. Detectors characteristics.** In E. Lehmann, H. Pleinert, S. Korner, editors, Proceedins of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 34-39, 1998.
- 9-SCHILLINGER, B.; BLUMLHUBER, W.; FENT, A.. AND WEGNER, M. **3D neutron tomography; recent developments and first steps towards reverse engineering.** In E. Lehmann, H. Pleinert, S. Korner, editors, Proceedins of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 58-65, 1998.
- 10-BAYON, G. **Present aplications of neutron radiography in France.** In S. Korner, E. Lehmann, H. Pleinert, editors, Proceedins of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 92-97, 1998.
- 11- BARTON J.P.; BADER J.W.; BRENIZER J.S.; HOSTICKA B. **Feasibility of neutron radiography for space shuttle inspection.** Proceedings of the Fourth World Conference on Neutron Radiography, pp 123-132. San Francisco, California, USA, May 10-16, 1992. Edit by John P. Barton. Gordon and Breach Science Publishers.

12- BARTON J.P.; BADER J.W.; STOKES J.A.. **Experience with aircraft inspections in the MNRS, using film and electronic imaging.** Proceedings of the Fourth World Conference on Neutron Radiography, pp 133-142. San Francisco, California, USA, May 10-16, 1992. Edit by John P. Barton. Gordon and Breach Science Publishers.

13- BENNET L.G.. **Development of techniques for the neutron radiography of CF188 flight control surfaces.** 3rd International Topical Meeting on NR. Lucerne, Switzerland, March 16-19, 1998.

14- PUGLIESI R.; GERALDO L.P.; DE MENEZES M.O.; ANDRADE M.L.G.; PEREIRA M.A.S.; MAIZATO M.S.. **Inspection of an artificial heart by the neutron radiography technique.** 3rd International Topical Meeting on NR. Lucerne, Switzerland, March 16-19, 1998.

15-PUGLIESI, R.; ANDRADE M.L.G. **Study of cracking in concrete by neutron radiography.** International Journal of Applied Radiation and Isotopes, vol 48, n° 3, pp 339-344, 1997.

16-GUREVICH, I.I.&TARASOV, L.V. **Low-energy neutron physics.** Amsterdam, North Holland, 1968.

17-BYRNE, J. **Neutrons, nuclei and matter – An exploration of the physics of slow neutrons.** United States, Philadelphia, 1995.

18-MURRAY R.L. **Nuclear reactor physics.** Prentice Hall, Inc. N.J., 1957

19-DE MENEZES M.O; PUGLIESI R.; ANDRADE M.L.G.; PEREIRA M.A.S. **Effect of the scattered neutrons in radiography sensitivity.** V World Conference on Neutron Radiography. Berlin, Alemanha Ocidental, Jun 1996.

20- FISHER C.O. **The history of the first radiographs in Berlim.** Proceedings of the Fourth World Conference on Neutron Radiography, pp 3-10. San Francisco, California, USA, May 10-16, 1992. Edit by John P. Barton. Gordon and Breach Science Publishers.

21-HAWKESWORTH, M. R. **Neutron radiography: equipments and methods.** Atom. Energy Rev., 152: pp 169-220, 1977.

22-LEHMANN, E.; PLEINERT, H.; WILLIAMS T. and PRALONG, C. **Applications of new radiation detection techniques at the Paul Scherrer Institut, especially at the spallation neutron source.** In E. Lehmann, H. Pleinert, S. Korner, editors, Proceedings of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 158-164, 1998.

23-HUGHES D.J; HARVEY J.A. **Neutron cross sections,** New York, N.Y., McGRAW- Hill, 1955 (BNL-325).

24-MENEZES DE M.O. **Desenvolvimento e aplicação da técnica da radiografia com nêutrons pelos métodos direto e indireto.** Dissertação de Mestrado. Comissão Nacional de Energia Nuclear, IPEN-CNEN/SP, 1994.

25-Pereira, M.A.S. **Emprego dos policarbonatos makrofol-DE e CR-39 em radiografia com nêutrons.** Dissertação de Mestrado. Comissão Nacional de Energia Nuclear, IPEN-CNEN/SP, 2000.

26-ASSUNÇÃO M.P.M; PUGLIESI R; MENEZES M.O. **Study of the neutron radiography characteristics for the solid state nuclear track detector makrofol-E.** International Journal of Applied Radiations and Instrumentation, vol. 45, nº 8, pp 851-855, 1994.

27-BARTON, J.P. **Contrast sensitivity in neutron radiography.** Applied Materials Research, pp 90-96, 1965.

28-HARMS, A.A.; BLAKE, T.G.; MARTON, J.P. **Neutron imaging thin gadolinium converters.** Nuc Inst, and Meth. 109: pp 253-55, 1973.

29-HARMS A.A.; ZELLINGER A. **A new formulation of total unsharpness in radiography.** Phys. Med. Biol., vol 22, nº1, pp 70-80; 1977.

30-WROBEL, M & GREIM, L. **Resolution functions and unsharpness in neutron radiography.** Geesthacht, German, GKSS, (GKSS 88/e/12), 1988.

31- DE MENEZES, M.O. **Radiografia em tempo real.** Dissertação de Doutorado. Comissão Nacional de Energia Nuclear, IPEN-CNEN/SP, 2000.

32-KOBAYASHI, H. and KIYANAGI, Y. **Basic concept and characteristics of beam quality indicator for continuum neutron spectra.** In Hisao Kobayashi and Koh ichi Mochiki, editors, Proceedins of the Second International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 377 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 52-57, 1996.

33-MATSUBAYASHI, M.; LINDSAY, J.T., AND KOBAYASHI, H. **Preparation of a beam quality indicator for effeteve energy determinations of continuum beams: establishment of traceability.** In E. Lehmann, H. Pleinert, S. Korner, editors, Proceedins of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 165-171, 1998.

34- R.Pugliesi; M.L.G.Andrade. **Características da Imagem Neutronográfica para Filmes com Emulsão Dupla e Simples.** 3º Encontro Nacional de Aplicações Nucleares-ENAN. Águas de Lindóia, pp 500-506, Ago 1995.

35-KOBAYASHI, H. **A correlated study between effective total macroscopic cross section and effective energies for continuous neutron beams.** In S. Korner, E. Lehmann, H. Pleinert, editors, Proceedins of the Third International

Topical Meeting on Neutron Radiography, volume 424 of Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, pp 158-164, 1998.

36-KOBAYASHY H; WAKAO H; IKEDA Y; OHOKUBO K; TSURUNO A. **macroscopic cross section measurements and defect detection in materials using neutron radiography technique.** Journal of Nuclear Science and Technology, 29(11), pp 1045-1053, 1992.