

37:095880



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

RADIOGRAFIA COM NÊUTRONS EM TEMPO-REAL

MÁRIO OLÍMPIO DE MENEZES

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

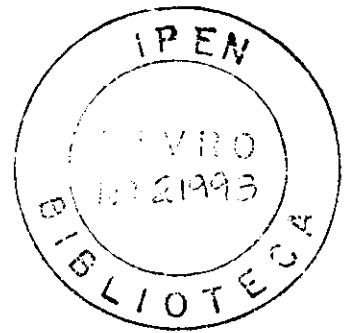
Orientador:
Dr. Reynaldo Pugliesi

São Paulo
2000

79.15

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

RADIOGRAFIA COM NÊUTRONS EM TEMPO-REAL



Mário Olímpio de Menezes

Tese apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de "Doutor na Área de Concentração em Tecnologia Nuclear - Aplicações".

Orientador:
Prof. Dr. Reynaldo Pugliesi

São Paulo
2000

À minha esposa **Márcia**
Aos meus pais **José** (in memoriam) e **Lizodete**
A **Deus**, o Criador e Sustentador de todo o Universo.

Agradecimentos

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

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

IPEN pela oportunidade de realizar este trabalho, apoio técnico-administrativo e instalações cedidas.

CNPq pelo suporte financeiro nos primeiros meses do trabalho.

AIEA pelo suporte financeiro para o estágio de 3 meses nos Estados Unidos.

Aos amigos do **TFF**, **TFR** e **Reator** pelo apoio, pelo ambiente alegre e discussões técnicas proveitosas.

Ao amigo Renato Semmler pelo apoio e incentivo.

Aos amigos Marcos Leandro e Marco Antonio pela convivência e apoio no Grupo de Neutronografia.

Dr. John T. Lindsay, da "University of Michigan", Ann Arbor, EUA, pelas discussões e sugestões ao trabalho.

A minha mãe, meu irmão **Paulo**, sua esposa **Patrícia** e seu filho **Arthur** pela convivência, apoio e incentivo durante mais esta estapa.

Ao meu sogro e sogra, **Felício** e **Cláudia**, ao **Felício** e sua esposa **Sandra** pelo apoio e incentivo durante este tempo.

Especialmente, à minha esposa, **Márcia Schilingovski Félix de Menezes**, pelo apoio, incentivo, amor e compreensão durante estes anos de batalha.

Acima de tudo e todos, agradeço a **DEUS**, cuja misericórdia e graça permitem o fôlego da vida e cuja mão forte tem me sustentado durante minha caminhada. A Ele toda a honra, glória e poder!

Mário.

Conteúdo

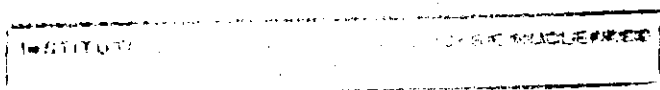
Agradecimentos	ii
Resumo	viii
Abstract	ix
1 Introdução	1
2 Fundamentos da Técnica da Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real	5
2.1 Nêutrons e Matéria	5
Propriedades do Nêutron	5
Interação nêutron-núcleo	6
2.1.1 Transmissão de nêutrons pela matéria	8
2.2 A Técnica da Radiografia com Nêutrons	9
2.2.1 Histórico	9
2.2.2 Descrição da Técnica	10
Fontes de Nêutrons	11
2.2.3 Colimador de Nêutrons	14
2.2.4 Filtros	16
2.2.5 Sistema de Imageamento	17
2.3 Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real	17
2.3.1 Sistema de Imageamento	18
2.4 Processamento de Imagens Digitais	22
Métodos no Domínio Espacial	23
2.5 Caracterização de um equipamento para RNTR	30
2.5.1 Sensibilidade	30
2.5.2 Resolução	32
2.5.3 Função de Transferência de Modulação	33

3	Equipamento de Radiografia com Nêutrons e o Sistema de Tempo-Real	36
3.1	Equipamento de Radiografia com Nêutrons	36
3.1.1	Canal de irradiação	36
3.1.2	Blindagem Externa	39
3.1.3	Obturador do Feixe	39
3.2	Sistema de Tempo-Real	40
3.2.1	LIXI	40
3.2.2	Câmara de Vídeo	42
3.2.3	Placa Digitalizadora	42
3.2.4	Computador e Softwares	42
3.3	Operacionalização do Sistema	43
4	Obtenção dos Resultados e Análise	45
4.1	Caracterização do Sistema de Tempo-Real	45
4.2	Imagens	52
5	Discussões e Conclusões	63
A	Códigos Fonte	66
A.1	Programa Média Aritmética de Imagens	66
A.2	Programa Subtração de Máscara c/ Média Geométrica	70
A.3	Arquivo Makefile	74
	Bibliografia	79

Lista de Figuras

2.1	Coeficientes de atenuação dos nêutrons e Raios-X	10
2.2	Tipos de Colimadores empregados em Radiografia com Nêutrons	16
2.3	Estrutura típica de uma tela cintiladora e caminhos típicos seguidos pelos fótons de luz.	19
2.4	Cadeia de eventos em uma tela cintiladora fluorescente	20
2.5	Filtro espacial passa-baixa	29
2.6	Filtro espacial passa-alta	29
2.7	Uma região 3×3 de uma imagem (os z 's são os valores de nível de cinza) e vários cernes utilizados para calcular a derivada no ponto rotulado z_5	30
2.8	Sinal transmitido e sinal registrado, mostrando uma perda de amplitude com a frequência. A perda da informação da frequência gera a curva da MTF	34
3.1	Diagrama esquemático mostrando o posicionamento dos componentes do canal de irradiação do equipamento de radiografia com nêutrons	38
3.2	Esquema da blindagem do Equipamento de Radiografia com Nêutrons	40
3.3	Diagrama esquemático do sistema de tempo-real	41
4.1	Distribuição de Níveis de Cinza em função da Espessura da Cunha com degraus de Lucite™	47
4.2	Distribuição de níveis de cinza da região de interface de uma imagem da folha de Gadolínio	48
4.3	Distribuição de níveis de cinza da região de interface obtida da média aritmética de 75 imagens da folha de Gadolínio	49
4.4	Função de Transferência de Modulação – MTF total para o presente sistema.	51

4.5	Imagens de uma folha de cádmio: a. 1 imagem: b. 5 imagens: c. 15 imagens: d. 50 imagens: e. 75 imagens: f. realce: g. inversão e equalização: h. suavização, detecção de bordas com gradiente e equalização	54
4.6	Imagens de uma cunha de degraus de cobre: a. 1 imagem: b. 5 imagens: c. 15 imagens: d. 50 imagens: e. 75 imagens: f. detecção de bordas, equalização, suavização e inversão	55
4.7	Imagens de uma cunha de degraus de Lucite™: a. 1 imagem: b. 5 imagens: c. 15 imagens: d. 50 imagens: e. 75 imagens: f. suavização, gradiente Sobel, equalização, suavização e realce.	56
4.8	Imagens de um isqueiro: a. 1 imagem: b. 5 imagens: c. 15 imagens: d. 50 imagens: e. 120 imagens: f. equalização: g. suavização, detecção de bordas, equalização, inversão, realce	57
4.9	Imagens da turbulência criada na amostra de água	59
4.10	Imagem máscara da água - média aritmética de 60 imagens	60
4.11	Média Geométrica das imagens dinâmicas, subtraídas da de um imagem da turbulência criada na amostra de água	62



Lista de Tabelas

2.1	Processos de Interação Nuclear do Nêutron	6
2.2	Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia	7
2.3	Fontes Radioisotópicas utilizadas na Neutronografia	13
3.1	Principais Características do Feixe de Neutrons	39
3.2	Configuração do software VidCap utilizada no presente Sistema de Tempo-Real	43

Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real

Mário Olímpio de Menezes

Resumo

O presente trabalho teve por objetivo desenvolver e operacionalizar um sistema para radiografias com nêutrons em tempo-real, junto ao Reator Nuclear de Pesquisas IEA-R1m do IPEN-CNEN/SP. Este sistema está instalado no interior da blindagem de um equipamento radiográfico que é uma versão atualizada e otimizada de outro mais antigo, projetado em 1988, utilizado para a obtenção de radiografias com nêutrons em filmes. Este equipamento está instalado no canal de irradiação 08 deste reator, que opera à uma potência de até 5MW. Dentre as modificações realizadas neste equipamento destacam-se o aumento da espessura de seu filtro contra radiação- γ , ampliação das dimensões internas de sua blindagem, projeto e construção de um colimador de nêutrons e de uma caixa vedada contra luz ambiente.

As principais características do feixe de nêutrons na posição de irradiação são: fluxo $1 \times 10^6 n/cm^2 s$, razão de colimação 70, energia efetiva $7 meV$, diâmetro útil $20 cm$, razão nêutron/ $\gamma \sim 10^6 n/cm^2 mrem$.

As imagens em tempo-real foram obtidas através de um sistema de imageamento composto por uma tela cintiladora para nêutrons, um intensificador de luz, uma câmera de vídeo, uma placa digitalizadora e um computador. O dispositivo que contém a tela cintiladora e o intensificador é denominado LIXI (Light Intensifier X-ray Image). Estas imagens foram processadas mediante o emprego de softwares, o que resultou em melhorias significativas em relação à sua qualidade original.

O equipamento foi caracterizado em termos de sua sensibilidade para discernir espessuras (Δx), e resolução espacial (U_t). Os valores encontrados para estes parâmetros foram: $\Delta x = 0,07 cm$ (LuciteTM) e $U_t = 440 \mu m$. Estes dados foram complementados por aqueles da função de transferência de modulação total do equipamento. Os resultados obtidos foram comparados com outros da literatura, que empregam sistemas similares, e demonstraram a viabilidade do presente sistema para a inspeção, tanto de eventos estáticos como dinâmicos.

Real-Time Neutron Radiography

Mário Olímpio de Menezes

Abstract

The main objective of the present thesis, was develop and get operational a real-time neutron radiography system, at the IPEN-CNEN/SP. This system is installed inside the shielding of an old facility, designed in 1988, for film radiography, which is installed at the beam-hole 08 of the 5MW, IEA-R1 Nuclear Research Reactor. The most important modifications at the such facility were the increase of the γ -radiation filter thickness, increase of the inner area of the shielding, design of a neutron collimator and a light tight box.

The main characteristics of the neutron beam at the irradiation position are: flux: $1 \times 10^6 n/cm^2 s$, collimation ratio 70, effective energy $7 meV$, diameter $20 cm$, neutron/ γ ratio $\sim 10^6 n/cm^2 mrem$

The real-time images have been obtained by means of an imaging system that consists of a screen scintillator, a light intensifier, a video camera, a digitizing frame grabber and a computer. The device composed by the scintillator and by the light intensifier is called LIXI (Light Intensifier X-ray Image). Improvements concerning image quality have been obtained by means of digital processing.

The facility has been characterized in terms of its sensitivity for thickness discerning (Δx), and spatial resolution (U_t) and the obtained values were ($\Delta x = 0.07 cm$ (LuciteTM) and $U_t = 440 \mu m$). These results were complemented by the modulation transfer function and, when compared with those from literature, they show that the present system's viability for inspection of both static and dynamic events.

Capítulo 1

Introdução

Através das técnicas de radiografia com raios-X e raios- γ , é possível extrair informações importantes sobre materiais, permitindo melhorar seus processos de produção, determinar pontos de falha em estruturas, corrigir defeitos nos equipamentos, além de muitos outros benefícios.

Entretanto, estas técnicas convencionais possuem limitações para a inspeção de determinados tipos de amostras, tais como as altamente radioativas ou aquelas constituídas de materiais leves (p.expl. os hidrogenados) quando envoltos por metais. Neste contexto, o emprego de uma outra técnica de radiografia, utilizando nêutrons como partícula de prova, tem permitido a inspeção destes tipos de amostras.

Esta característica faz da Radiografia com Nêutrons uma importante técnica de ensaio não destrutivo, que amplia e complementa as informações obtidas pelas técnicas que empregam raios-X e raios- γ .

Em termos de metodologia, a Radiografia com Nêutrons é uma técnica muito similar às convencionais. A radiografia é obtida posicionando-se a amostra a ser estudada em um feixe homogêneo de nêutrons, que tem sua intensidade modulada de acordo com as características de atenuação (seção de choque e espessura) desta amostra. A detecção e o registro deste feixe modulado é feito mediante o emprego de uma tela conversora, que por meio de reações nucleares transforma a radiação neutrônica em outra ionizante capaz de:

- sensibilizar filmes, tais como os utilizados em radiografia com raios-X
- sensibilizar detectores de traços nucleares de estado sólido — SSNTD.
- excitar um fósforo, que emite luz visível.

A Radiografia com Nêutrons entrou no cenário mundial como uma técnica operacional a partir da década de 60. Nos vinte anos que se seguiram, as fontes de nêutrons mais empregadas para esta finalidade foram os reatores nucleares,

por fornecerem, perante as demais, os fluxos de nêutrons mais intensos e, portanto, propiciarem a obtenção dos resultados de melhor qualidade. A principal desvantagem no emprego de reatores nucleares é a sua falta de mobilidade, o que restringe as inspeções ao local de sua instalação. Entretanto o desenvolvimento de novas telas cintiladoras, câmeras de vídeo de alta sensibilidade e de sistemas eletrônicos para a digitalização e o processamento de imagens digitais, possibilitou desenvolver e tornar operacionais equipamentos radiográficos transportáveis que empregam fontes de nêutrons de menor porte, como aceleradores (cíclotrons, van de Graaff) e o califórnio-252, bem como melhorar significativamente a qualidade das imagens até então obtidas.

Existem hoje, espalhados pelo mundo, diversos centros privados e governamentais que prestam serviços nesta área, sendo, atualmente, fornecidos um número crescente de radiografias, tanto em filmes como em tempo-real [1, 2, 3, 4].

Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real

A radiografia com nêutrons em tempo-real (RNTR) é uma técnica que permite a observação de eventos no ato da irradiação, e é comumente utilizada para a visualização de:

- líquidos em tubos metálicos;
- óleos lubrificantes em motores;
- difusão/absorção de líquidos em vários tipos de materiais.
- engrenagens, motores, rotores, etc.

A RNTR surgiu também na década de 60, logo após o desenvolvimento da Radiografia em filmes, e das técnicas de Fluoroscopia e de Imageamento Eletrônico [5].

Um sistema de RNTR é composto das seguintes partes: fonte de nêutrons; colimadores e filtros; sistema de imageamento, basicamente constituído por uma tela cintiladora, intensificador de luz, câmera de vídeo, monitor de TV, placa digitalizadora e um computador.

As fontes de nêutrons são as mesmas empregadas na Radiografia com Nêutrons em filmes, isto é, Reatores Nucleares, Aceleradores e Radioisótopos [6].

Os tubos colimadores são empregados para a extração do feixe de nêutrons e conduzi-lo até a posição de irradiação. Estes tubos definem a forma do feixe e caracterizam a sua divergência angular, dada pela razão de seu comprimento pelo seu diâmetro (L/D). Normalmente, junto aos colimadores são utilizados filtros para atenuar a radiação γ presente no feixe nêutrons.

A tela cintiladora é composta por um material conversor misturado à um fósforo fluorescente e sua principal função é transformar o feixe de nêutrons em luz.

A luz emitida pela tela é amplificada pelo intensificador e capturada por uma câmera de vídeo, que possibilita a sua visualização simultânea em um monitor de TV.

A imagem analógica proveniente da câmera de vídeo segue então para um outro dispositivo denominado placa digitalizadora, que é instalada em um computador, onde é quantizada espacialmente e em intensidade, ou seja, digitalizada.

A quantização espacial transformará esta imagem em uma matriz com dimensões $N \times M$ ¹ *elementos de imagem – pixels*. Na quantização em intensidade, os tons de cinza da imagem analógica são convertidos a valores inteiros em uma escala, que normalmente varia de 0 a 255.

A utilização de computadores permite o emprego de técnicas para o processamento de imagens digitais, cujos objetivos são melhorar a sua qualidade mediante o realce de informações nelas contidas, degradadas por diversos fatores, tais como a distribuição aleatória de fótons de luz, granularidade da tela cintiladora, textura da amostra em estudo, ruído eletrônico, etc.

Motivação do Trabalho

A principal motivação do presente trabalho surgiu da necessidade de se ter operacional um sistema para RNTR, tendo em vista a potencialidade de sua utilização em diversos setores científicos e industriais em áreas não abrangidas pelas técnicas convencionais de radiografia. No estado de desenvolvimento da arte, não é possível adquirir equipamentos para RNTR "prontos", como no caso de raios-X.

Desta forma, a principal contribuição deste trabalho foi instalar e tornar operacional no IPEN/CNEN-SP, um equipamento para Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real, no canal de irradiação número 08 do Reator Nuclear de Pesquisas IEA-R1m.

Neste canal, já existe instalado um equipamento para radiografia com nêutrons em filmes, que passou por diversas adequações de modo a permitir o funcionamento do sistema em tempo-real. Dentre as adequações e desenvolvimentos realizados, destacam-se:

- Otimização da espessura do filtro contra a radiação- γ , de modo a atenuar a sua intensidade e diminuir a energia efetiva do feixe de nêutrons.

¹é comum N e M serem do tipo 2^x

- Modificações na blindagem, aumentando a sua área interna para facilitar o manuseio de amostras, permitir várias posições de irradiação além de minimizar a contribuição da radiação espalhada na formação da imagem.
- Otimização da espessura para a tela cintiladora do sistema de tempo-real, minimizando a contribuição da radiação- γ na formação da imagem, mas mantendo sua eficiência para a conversão nêutron-luz:
- Projeto e construção de uma caixa vedada à luz, para acomodação do equipamento de tempo-real.
- Instalação, desenvolvimento e operacionalização do sistema para o processamento de imagens digitais:
- Realização de diversos experimentos com diversas amostras para a caracterização do equipamento, extraindo parâmetros que servirão para balizar outras pesquisas e aplicações desta técnica.

Visão Geral do Trabalho

No capítulo 2 é apresentada uma fundamentação teórica da técnica da Radiografia com Nêutrons convencional (filmes) e também em Tempo-Real. São abordados os princípios básicos de interação do nêutron com a matéria, os componentes principais de um sistema de radiografia com nêutrons convencional e também os componentes e características de um sistema de radiografia com nêutrons em tempo-real. Ainda neste capítulo, é feita uma abordagem do processamento de imagens digitais, sendo apresentadas as principais técnicas e operações relevantes ao escopo da técnica, encerrando com uma apresentação da função de transferência de modulação.

No capítulo 3 são descritos os aparatos experimentais utilizados no trabalho, ou seja, o equipamento de radiografia com nêutrons e seus componentes bem como o sistema de imageamento. São apresentadas as características relevantes de cada parte individual.

No capítulo 4 são apresentados os dados referentes à sua caracterização, ou seja, sua sensibilidade, sua resolução e a função de transferência de modulação, além de várias imagens capturadas nas quais foram aplicadas algumas técnicas de processamento.

No capítulo 5 são discutidos os resultados obtidos e apresentadas as conclusões e propostas para futuros trabalhos.

Capítulo 2

Fundamentos da Técnica da Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real

2.1 Nêutrons e Matéria

Propriedades do Nêutron [7, 8]

A descoberta do nêutron por Chadwick em 1932, foi a culminação de investigações que estavam sendo realizadas em vários laboratórios Europeus que estudavam uma radiação peculiarmente penetrante gerada pelo impacto de partículas α do polônio no berílio. Os principais pesquisadores, juntamente com Chadwick, foram Bothe e Becker na Alemanha e os Joliot-Curie em Paris.

Desde as primeiras menções na literatura, o nêutron é tido como uma partícula eletricamente neutra. O espalhamento de nêutrons por elétrons em átomos de xenônio é esféricamente simétrico, e dentro dos limites de erros experimentais, se o nêutron possuir carga elétrica, esta deverá ser menor que $1.5 \times 10^{-20}e$ (onde $e \equiv$ carga do elétron).

O nêutron é uma partícula de massa levemente superior à do próton, isto é, $1.008665012(37)u.m.a.$ Este valor aceito hoje, é pouco menor que o estimado por Chadwick, quando anunciou sua descoberta.

O nêutron possui spin $s = \frac{1}{2}$, momento de dipolo magnético $\mu = -1.913\mu_N$ (onde $\mu_N \equiv$ magneton nuclear). A meia-vida do nêutron livre é de $12.8min.$ e ele decai pela emissão de um próton, um elétron e um anti-neutrino.

Interação nêutron-núcleo [9, 10, 11]

A interação nêutron-núcleo pode ocorrer basicamente por dois processos: nuclear e magnético, sendo que o primeiro, por sua importância na Radiografia com Nêutrons, será abordado a seguir.

Neste processo, o nêutron pode ser absorvido ou espalhado pelo núcleo-alvo e a probabilidade de ocorrer a interação é representada pela seção de choque total microscópica, σ_T , sendo:

$$\sigma_T = \sigma_{abs} + \sigma_{esp} \quad (2.1)$$

onde σ_{abs} , σ_{esp} são as seções de choque microscópicas de absorção e espalhamento, respectivamente. A seção de choque microscópica pode ser entendida, classicamente, como a área efetiva que o núcleo alvo oferece para a interação e é, usualmente, expressa na unidade *barn*, sendo $1 \text{ barn} \equiv 10^{-24} \text{ cm}^2$.

A tabela 2.1 [12] apresenta alguns exemplos destas interações nêutron-núcleo.

Tabela 2.1: Processos de Interação Nuclear do Nêutron

σ_T	=	σ_{abs}	+	σ_{esp}
		(n, γ)		Elástico (n,n)
		(n,p)		Inelástico (n,n')
		(n, α)		
		(n,d)		
		(n,2n)		
		(n.fissão)		

Como resultado da peculiaridade de suas interações, os nêutrons podem ser classificados de acordo com sua energia cinética. A tabela 2.2 mostra uma classificação comumente utilizada [5].

A seção de choque para a ocorrência de uma interação do tipo (n, a) em um nível de ressonância do núcleo composto é dada pela expressão de Breit-Wigner:

$$\sigma(n, a) = \frac{\lambda^2}{4\pi} g \frac{\Gamma_n \Gamma_a}{(\epsilon - \epsilon_0)^2 + (\Gamma/2)^2} \quad (2.2)$$

onde:

λ comprimento de onda de De Broglie do nêutron incidente:

Tabela 2.2: Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia

Classe	Faixa de Energia
Nêutrons Lentos	$0 < \epsilon < 10^3(\text{eV})$
Nêutrons Frios	$\epsilon < 0.01(\text{eV})$
Nêutrons Térmicos	$0.01 < \epsilon < 0.5(\text{eV})$
Nêutrons Epitérmicos	$0.5 < \epsilon < 10^4(\text{eV})$
Nêutrons de Ressonância	$1.0 < \epsilon < 100(\text{eV})$
Nêutrons Rápidos	$10^3\text{eV} < \epsilon < 20\text{MeV}$
Nêutrons Ultra-Rápidos	$\epsilon > 20\text{MeV}$

$\Gamma_{n,a}$ constante característica do nível de ressonância do núcleo composto (largura de nível):

Γ largura de nível total do pico de ressonância:

ϵ_0 energia de ressonância do nível considerado do núcleo composto:

ϵ energia cinética do nêutron:

g fator de peso estatístico para os spins do núcleo-alvo e do nêutron.

Para baixas energias ($\sim \text{meV}$), onde $\epsilon < \epsilon_0$, região de interesse para o presente trabalho, esta expressão prevê um comportamento constante para a seção de choque de espalhamento, e um comportamento do tipo $1/v$ para a de absorção. O espalhamento predominante é de origem potencial e a seção de choque microscópica total para nêutrons com velocidade v pode ser expressa por:

$$\sigma_T(v) = a + \frac{b}{v} \quad (2.3)$$

onde a e b são constantes características de cada núcleo-alvo.

A seção de choque de espalhamento, σ_{esp} , pode ser influenciada pelas ligações químicas dos núcleos-alvo nos compostos. Esta influência é significativa para nêutrons com energias cinéticas da mesma ordem de grandeza das energias dessas ligações ($\sim 0, 1\text{eV}$) e tende a desaparecer com o seu aumento. No primeiro caso, o nêutron interage como se o núcleo-alvo estivesse ligado ao composto, enquanto no segundo, tudo se passa como se estivesse livre. Como σ_{esp} é proporcional ao quadrado da massa reduzida do sistema nêutron-alvo, é válida a seguinte expressão: $\sigma_{lig} = \sigma_{esp} \left(\frac{A+1}{A}\right)^2$, sendo A a massa atômica do núcleo-alvo. Como exemplo, para o hidrogênio, $A = 1$, e portanto neste caso:

$$\frac{\sigma_{ligado}}{\sigma_{livre}} = 4$$

A seção de choque microscópica para o núcleo de hidrogênio "livre" é aproximadamente 20barn e de 80barn se ele estiver "ligado", o que o caracteriza como um dos maiores espalhadores de nêutrons de baixa energia.

2.1.1 Transmissão de nêutrons pela matéria

Do ponto de vista macroscópico, pode-se estudar a interação do nêutron com a matéria através da atenuação que um feixe colimado sofre ao atravessar um material de espessura x , e com um coeficiente de atenuação $\Sigma_T(v)$, que representa a probabilidade de haver qualquer tipo de interação por unidade de caminho percorrido para nêutrons com velocidade v . Este coeficiente, denominado "seção de choque total macroscópica", é dado por:

$$\Sigma_T(v) = N\sigma_T(v) \quad (2.4)$$

onde:

N densidade atômica do material (cm^{-3}).

A fração relativa $d\Phi/\Phi$ de nêutrons removidos do feixe por qualquer interação, em um elemento de caminho percorrido dx no material é:

$$\frac{d\Phi}{\Phi} = -\Sigma_T(v)dx \quad (2.5)$$

e deste modo, o fluxo transmitido Φ pode ser dado por:

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\Sigma_T(v)x} \quad (2.6)$$

com

$$T = \frac{\Phi}{\Phi_0} = e^{-\Sigma_T(v)x} \quad (2.7)$$

sendo Φ_0 o fluxo de nêutrons incidente no material e T a transmissão.

Se o feixe incidente possuir uma distribuição de velocidades $n(v)$, a seção de choque macroscópica efetiva $\bar{\Sigma}_T$ para esta distribuição será dada por:

$$\bar{\Sigma}_T = N\bar{\sigma}_T \quad (2.8)$$

sendo

$$\bar{\sigma}_T = \frac{\int n(v)v\sigma_T(v)dv}{\int n(v)v dv} \quad (2.9)$$

É importante salientar que, para materiais tipicamente espalhadores, duas condições importantes devem ser observadas para que a expressão 2.7 seja válida:

1. A transmissão de nêutrons deve estar compreendida entre $1/e^2 < T < 1/e$, satisfazendo a condição de que, em média, somente uma interação ocorra entre o nêutron e o material, minimizando o efeito do espalhamento múltiplo;
2. O feixe de nêutrons deve ser colimado, de modo a evitar a detecção de nêutrons espalhados em pequenos ângulos.

Contudo, em radiografia com nêutrons, nem sempre estas condições podem ser satisfeitas. A primeira pelo fato de que na prática, não é possível selecionar o material a ser radiografado e a segunda, pela necessidade de se obter radiografias com boa resolução, o material em estudo deve ser colocado o mais próximo possível do sistema de imageamento, para evitar a penumbra de distorção, descrita no item 2.2.3

2.2 A Técnica da Radiografia com Nêutrons

2.2.1 Histórico

De modo similar aos raios-X, cuja aplicação em radiografia seguiu imediatamente a sua descoberta, as primeiras radiografias com nêutrons foram também realizadas ainda no início da década de 30 na Alemanha, por Kallmann e Kuhn [13]. Estes pesquisadores utilizaram um pequeno acelerador para a produção de nêutrons e o seu trabalho, publicado em 1948, foi seguido pelo de Peter, também na Alemanha [14], que utilizando um acelerador mais potente, obteve um feixe de nêutrons mais intenso e pode apresentar radiografias de melhor qualidade.

A técnica pareceu estar dormente por quase uma década, após o trabalho de Peter, até que em 1956, Thewlis e Derbyshire [15], em Harwell, Grã-Bretanha, fixaram um marco decisivo na área da radiografia com nêutrons, apresentando radiografias de alta qualidade, obtidas por meio de um reator nuclear e demonstrando

as possíveis aplicações desta nova técnica de ensaio não-destrutivo. A figura 2.1 mostra um gráfico comparativo entre os coeficientes de atenuação para nêutrons térmicos e raios-X de 125kV. Observa-se que, para os nêutrons, alguns elementos leves exibem uma atenuação elevada quando comparada com os raios-X, enquanto que para a maioria dos elementos pesados ocorre o inverso. Estas diferenças nas características de atenuação são também verificadas para alguns elementos de números atômicos vizinhos, bem como para isótopos, e constituem-se num dos maiores atrativos para o uso da técnica da radiografia com nêutrons.

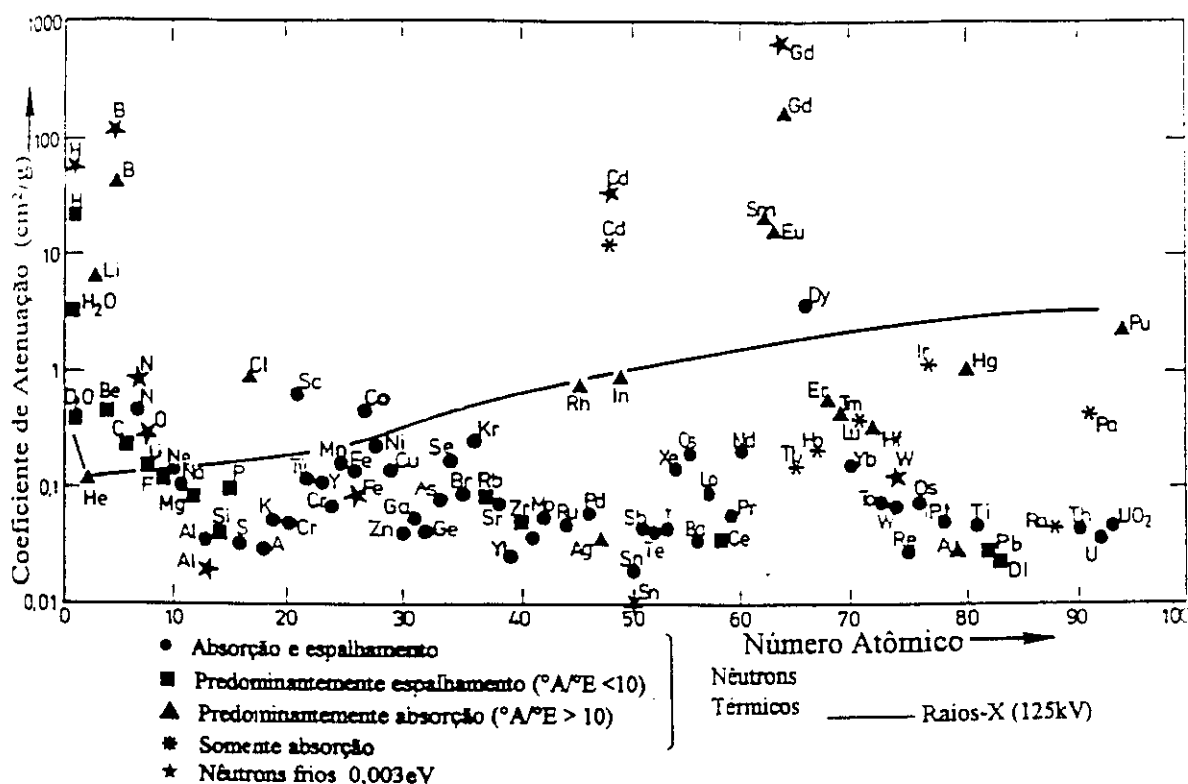


Figura 2.1: Coeficientes de atenuação dos nêutrons e Raios-X

2.2.2 Descrição da Técnica

Existem basicamente dois tipos de Radiografia com Nêutrons: um utilizando filmes, onde a visualização da imagem acontece somente após a sua revelação e outro que permite a sua visualização em tempo real. O primeiro apresenta melhor resolução e sensibilidade, mas requer mais tempo para a obtenção dos resultados [6].

As partes primárias de um equipamento radiográfico que emprega filmes são [16]:

1. Fontes de nêutrons;
2. Colimador de nêutrons;
3. Filtros;
4. Sistema de Imageamento.

e as suas características típicas são:

- i. Fluxo (Φ) de nêutrons na amostra entre 10^4 e $10^5 n/cm^2 s$: permite a obtenção de radiografias para tempos de irradiação (t_i) no intervalo 0,1 a $10^5 s$;
- ii. Energia cinética (ϵ) na faixa de $meV < \epsilon < eV$: controla o poder de penetração dos nêutrons nos materiais;
- iii. Razão de colimação (L/D), ($L \equiv$ comprimento do colimador e $D \equiv$ diâmetro de sua abertura frontal), entre $10 \leq L/D \leq 500$: um dos fatores que limita a resolução obtida na imagem;
- iv. Razão entre o fluxo de nêutrons ($n/cm^2 s$) e a dose de radiação γ ($mrem/s$) na amostra: $(n/\gamma) > 10^5 n/cm^2 mrem$ para evitar uma gamagrafia sobreposta à neutrongrafia; e
- v. Variação máxima do sinal no sistema de imageamento $\sim 5\%$ em toda a região do feixe de nêutrons.

Fontes de Nêutrons [16, 17]

Os nêutrons podem ser oriundos de três fontes básicas: aceleradores, radioisótopos ou reatores nucleares. Em cada caso, eles são removidos do núcleo de um átomo por algum processo de transmutação nuclear e emergem com um espectro de energias características entre 1 e $14 MeV$. A faixa de energia de maior interesse para a neutrongrafia está compreendida entre $0 \leq \epsilon \leq 1eV$, pois é neste intervalo que os conversores dos sistemas imageamento se mostram mais eficientes, ou seja, apresentam os valores mais elevados de seções de choque para absorção de nêutrons. Desta forma é necessário fazer primeiramente com que estes nêutrons percam energia cinética, mediante sua termalização em um meio moderador.

Aceleradores

Existem muitas reações nucleares geradas em aceleradores que podem ser utilizadas para a produção de nêutrons. As mais utilizadas são aquelas com íons positivos, nas quais prótons (p) ou dêuterons (d) bombardeiam vários alvos. Reações típicas são: ${}^9\text{Be}(d, n){}^{10}\text{B}$, ${}^3\text{H}(d, n){}^4\text{He}$, ${}^2\text{H}(d, n){}^3\text{He}$, ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ e ${}^2\text{H}(p, n){}^3\text{He}$. A segunda destas reações é muito empregada devida a fatores econômicos favoráveis. Ela produz uma intensidade relativamente elevada de nêutrons para voltagens de aceleração entre 150 a 400kV, enquanto que as outras requerem voltagens na faixa de MV para uma produção similar. Uma desvantagem desta reação é a energia relativamente elevada ($\sim 14\text{MeV}$) dos nêutrons produzidos, para a qual o fator de termalização, definido como a razão entre o número de nêutrons rápidos por segundo e o pico de máximo fluxo do espectro de nêutrons térmicos, é de 650 para a água.

A reação ${}^9\text{Be}(d, n){}^{10}\text{B}$ é também frequentemente empregada para esta finalidade. A sua eficiência na produção de nêutrons somente ultrapassa à da reação anterior para energias do dêuteron superiores a 1MeV, sendo 10 vezes maior para 2MeV. Nestas condições, o espectro de energias dos nêutrons emitidos apresenta uma energia máxima de $\sim 5\text{MeV}$, para o qual o fator de termalização é de 300, o que resulta um fluxo de nêutrons térmicos maior do que no caso anterior.

Uma outra possibilidade é o emprego de reações do tipo (γ, n) ou (X, n) . Para a maioria dos materiais, o limiar de energia para que se tenha a emissão de nêutrons, é maior que 8MeV. Contudo, o berílio e o deutério produzem nêutrons quando bombardeados com raios-X ou γ de energias 1,66MeV e 2,20MeV, respectivamente. Um ponto a se considerar em tal fonte, é a intensidade, extremamente alta, destas radiações a contaminar o feixe de nêutrons, o que impõe dificuldades para a utilização de sistemas de imageamento que também sejam sensíveis a radiações eletromagnéticas.

Radioisótopos

Estas fontes são compostas pela mistura de um material alvo e de um radioisótopo. Os nêutrons são produzidos a partir de uma reação nuclear no material alvo que é bombardeado por alguma radiação oriunda deste radioisótopo.

Dentre as reações nucleares importantes nestas fontes estão as do tipo (α, n) e (γ, n) , sendo que para a última, devido à disponibilidade de energia das radiações γ emitida pelos radioisótopos ($\sim \text{MeV}$), os alvos para a produção de fotonêutrons, ficam restritos ao berílio e deutério.

As fontes (γ, n) possuem uma elevada intensidade de radiação eletromagnética de fundo que, além de contaminar o feixe extraído, provoca aumentos significativos nas blindagens radiológicas e, como no caso anterior (aceleradores), esta

contaminação também imporá restrições ao sistema de imageamento. Este problema de contaminação está presente também nas fontes (α, n), com exceção daquelas que utilizam o polônio-210, que é um emissor α puro, e o amerício-241, cuja radiação γ tem baixa energia.

Diferentemente das fontes radioisotópicas mencionadas, o califórnio-252 produz nêutrons por um processo de fissão espontânea e, a limitação desta produção está mais em fatores econômicos do que em considerações técnicas [16]. Além disso, a intensidade da radiação γ de fundo é baixa o suficiente para que não ofereça restrições ao sistema de imageamento.

Em consequência, o califórnio-252 tem sido amplamente empregado em radiografia com nêutrons, e radiografias com qualidade aceitável e compatível com as necessidades práticas, têm sido obtidas por vários pesquisadores [18, 19]. O grande interesse no califórnio-252 deve-se ao fato de que sua utilização permite a operacionalização de equipamentos radiográficos transportáveis.

A tabela 2.3 apresenta características de algumas fontes radioisotópicas.

Tabela 2.3: Fontes Radioisotópicas utilizadas na Neutronografia

Fonte	Meia-Vida	Reação	Produção de Nêutrons ($n/s \cdot g$)	Energia dos Nêutrons (MeV)
$^{124}\text{Sb} - \text{Be}$	60d	(γ, n)	$2,7 \times 10^9$	0,024
$^{210}\text{Po} - \text{Be}$	138d	(α, n)	$1,28 \times 10^{10}$	4,3
$^{241}\text{Am} - \text{Be}$	458a	(α, n)	1×10^7	~ 4
$^{226}\text{Ra} - \text{Be}$	1620a	(α, n)	$1,3 \times 10^7$	~ 4
$^{227}\text{Ac} - \text{Be}$	21,8a	(α, n)	$1,1 \times 10^9$	~ 4
$^{228}\text{Th} - \text{Be}$	1,91a	(α, n)	$1,7 \times 10^{10}$	~ 4
^{252}Cf	2,65a	fissão	$2,34 \times 10^{12}$	2,3

Reatores Nucleares

Entre as fontes de nêutrons mais utilizadas encontra-se o reator nuclear de fissão, que provê os feixes de nêutrons mais intensos e, conseqüentemente, as radiografias de mais alta qualidade. Um reator nuclear, em geral, pode prover feixes de 10 a 100 vezes mais intensos que os obtidos em aceleradores e radioisótopos. Suas principais desvantagens são a falta de mobilidade, alto investimento inicial e elevada contaminação de radiação γ no feixe de nêutrons. Como a maioria dos reatores utilizados para a neutronografia são também empregados para outras finalidades e como o equipamento radiográfico raramente utiliza mais de 20% dos

nêutrons disponíveis, o custo por nêutron, é cerca de 20-25 vezes menor que num acelerador.

Em um reator nuclear de pesquisa típico, um material físsil, tal como o urânio-235, é disposto em um volume denominado núcleo do reator. Este núcleo é inserido em um meio moderador, e ambos são contidos por uma blindagem biológica de concreto, com espessura de 2 a 3m. A fissão é produzida por um nêutron térmico ao atingir o núcleo do átomo de urânio-235 e esta reação, além dos fragmentos da fissão, provoca também a emissão de partículas carregadas, raios- γ e nêutrons. Este processo é mantido pelos nêutrons que, após serem emitidos com energias em torno de 2MeV, são termalizados através de colisões elásticas, atingindo energias cinéticas médias da ordem de 0.03eV, correspondentes à temperatura de $\sim 30^{\circ}C$ do meio moderador, energias estas para as quais o processo de fissão é mais eficiente, já que $\sigma_{abs} \propto 1/v$ (equação 2.3).

Para regular o curso da reação de fissão nuclear, são inseridas barras de controle no núcleo do reator e, através de um sistema de refrigeração, baseado em circulação de água, remove-se o calor gerado no processo. Em regime de trabalho, um reator nuclear de pesquisa gera potências entre 0.25 e 50MW e fornece, nestas condições, fluxos de nêutrons térmicos e rápidos entre 10^{12} e $10^{15}n/cm^2s$ próximo aos seus núcleos.

Para se ter acesso a estes nêutrons, são inseridos na blindagem biológica do reator, canais de irradiação, geralmente cilíndricos, com uma das extremidades posicionadas junto ao núcleo e a outra do lado de fora desta blindagem. Estes canais podem ser radiais ou tangenciais em relação ao núcleo e a utilização dos mesmos dependerá do tipo de experimento visado.

2.2.3 Colimador de Nêutrons

Os nêutrons se movem no meio moderador de maneira completamente aleatória. Para se extrair um feixe, instala-se, no interior dos canais de irradiação, tubos colimadores, que conduzem os nêutrons até a posição de irradiação das amostras. Nesta etapa, o feixe sofre uma redução em intensidade, que varia tipicamente entre 10^3 e 10^6 vezes.

As paredes dos tubos colimadores devem ser revestidas com materiais que possuam elevada seção de choque para absorção de nêutrons, de modo a definir a forma do feixe e caracterizar sua divergência angular, ou razão de colimação. Além disso, a radiação secundária produzida pela absorção do nêutron deve ter baixa probabilidade de ser detectada pelo sistema de imageamento.

São empregados comumente, três tipos de colimadores, multitubos, multiplacas e cônico divergente.

Utilizando-se os dois primeiros, consegue-se feixes de nêutrons praticamente paralelos, pois são empregados conjuntos de tubos de pequeno diâmetro ou placas

equidistantes. Nestes colimadores, a razão de colimação L/D , definida para um dos tubos individuais ou pela distância entre duas placas, pode ter valores elevados – o que é desejável, mas em geral, provocam uma perda considerável na intensidade do feixe e podem produzir uma figura com círculos ou linhas na imagem radiográfica.

O colimador cônico divergente é uma solução para estes inconvenientes. A partir da abertura de entrada D , o seu diâmetro interno diverge uniformemente ao longo de seu comprimento L .

A divergência angular do feixe de nêutrons provocará uma distorção (penumbra) na imagem registrada, a qual é comumente denominada de "resolução geométrica". U_g , dada por:

$$U_g = \frac{x}{L/D} \quad (2.10)$$

onde:

x distância do objeto ao sistema de imageamento.

Na figura 2.2 são mostrados os tipos de colimadores citados bem como o efeito da divergência angular.

O fluxo Φ de nêutrons na saída do tubo colimador pode ser dado por [20]:

$$\Phi = \frac{1}{16}(D/L)^2(\Phi_i + \frac{1}{\Sigma} \frac{\partial \Phi}{\partial Z}) \quad (2.11)$$

onde:

Φ_i fluxo de nêutrons na entrada do colimador (n/cm^2s);

Σ seção de choque macroscópica do meio moderador (cm^{-1});

$\partial \Phi / \partial Z$ gradiente de fluxo na face interna do colimador.

Este gradiente normalmente é muito pequeno [20], e assim o fluxo de nêutrons na saída do colimador pode ser dado por:

$$\Phi = \frac{1}{16}(D/L)^2 \Phi_i \quad (2.12)$$

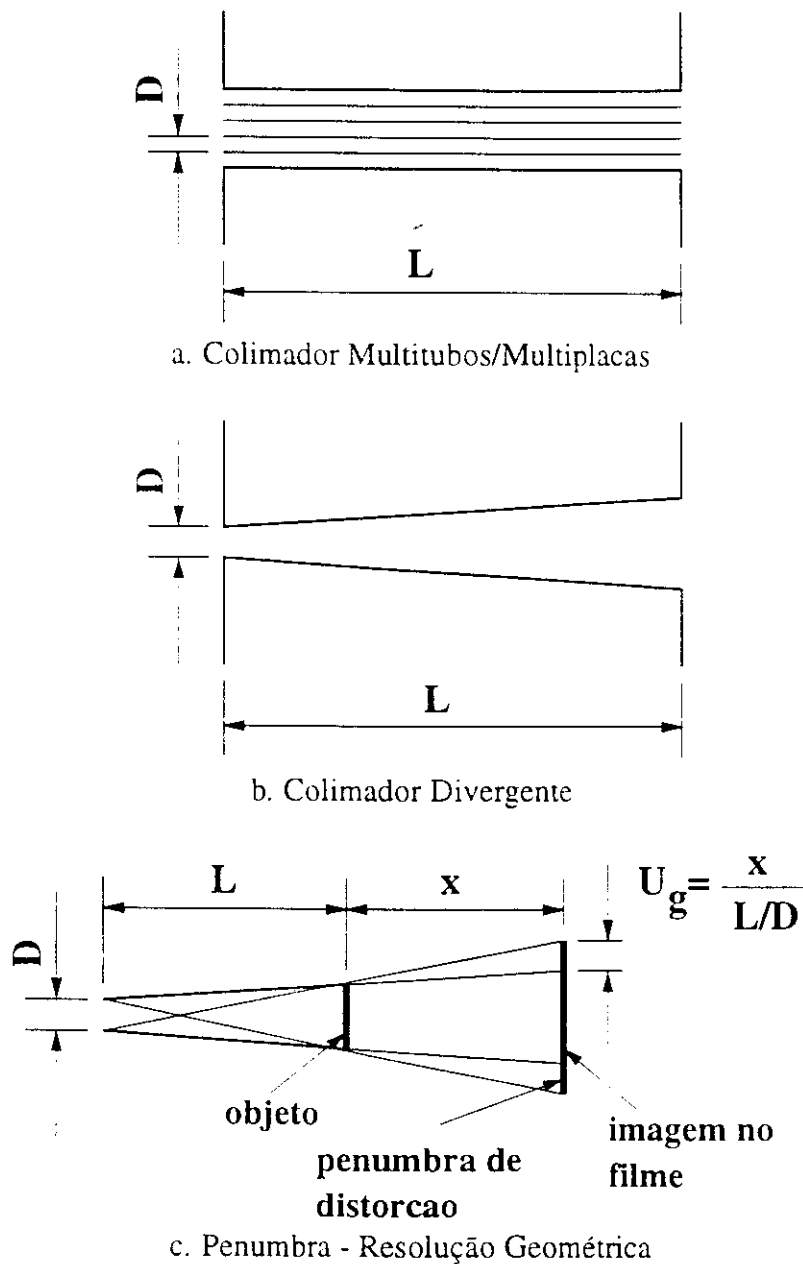


Figura 2.2: Tipos de Colimadores empregados em Radiografia com Nêutrons

2.2.4 Filtros

Normalmente as fontes de nêutrons empregadas em radiografia geram, também, intensos feixes de radiação- γ , que podem ser oriundos das reações primárias de produção de nêutrons ou de reações secundárias nos materiais estruturais do equi-

pamento. Esta radiação deteriora a qualidade da imagem radiográfica, visto que alguns sistemas de imageamento utilizados são sensíveis a ela.

Para atenuar a radiação- γ , são empregados filtros, colocados no interior dos tubos colimadores, normalmente feitos de Bismuto ou Chumbo, que possuem elevado número atômico Z e baixa seção de choque para absorção de nêutrons [21].

Estes filtros, embora empregados primariamente para a redução da radiação- γ , também provocam um deslocamento no espectro de energia dos nêutrons. Esta mudança altera de modo significativo a transmissão deste feixe pelos materiais, e em geral, melhora a qualidade imagem radiográfica.

2.2.5 Sistema de Imageamento

O sistema de imageamento para radiografia com nêutrons convencional é composto de uma tela conversora e um filme. A detecção da imagem que o feixe de nêutrons transporta, quando atravessa uma amostra, não é feita diretamente, tal como nas radiografias com raios-X. Isto porque os filmes normalmente utilizados são sensíveis exclusivamente a radiações ionizantes e, sendo o nêutron eletricamente neutro, esta ionização direta é nula. Ademais, os efeitos advindos de sua absorção no material do filme podem resultar em ionização secundária mas, em geral, estas reações não ocorrem em intensidade suficiente para que o registro da imagem seja efetivo [5]. Assim, é necessário utilizar-se a tela intermediária que converte o nêutron em uma radiação ionizante. Esta tela conversora é feita de elementos que apresentam alta seção de choque para absorção de nêutrons térmicos, e o tipo de radiação por ela emitida determinará, ou indicará, o meio utilizado para o registro da imagem. Em geral, para partículas β , elétrons de conversão, luz visível ou raios- γ , são utilizados os mesmos filmes empregados em radiografia com raios-X; já para partículas α , utilizam-se os detectores de traços nucleares de estado sólido — SSNTD [20].

2.3 Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real

A Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real surgiu após o desenvolvimento das técnicas de Radiografia em filmes, Fluoroscopia e Imageamento Eletrônico [5]. Na fluoroscopia a imagem é visualizada pelo observador (a olho nu) diretamente em uma tela cintiladora fluorescente. No imageamento eletrônico a visualização é feita mediante um sistema de câmera de vídeo e monitor, normalmente acoplados a sistemas auxiliares, tais como computadores e periféricos, que permitem o processamento da imagem neutronográfica digital.

Um equipamento de Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real possui basicamente as mesmas partes de um sistema convencional que emprega filmes: a

diferença fundamental está no Sistema de Imageamento.

2.3.1 Sistema de Imageamento

Como já mencionado na Introdução, um sistema de imageamento para Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real possui os seguintes principais componentes [22]:

1. tela cintiladora;
2. câmera de vídeo;
3. monitor de TV;
4. placa digitalizadora;
5. computador.

Tela Cintiladora

Sua principal função é converter o feixe de nêutrons modulado pela amostra em um feixe luminoso modulado. É composta por um material conversor misturado à um fósforo fluorescente. Os conversores normalmente utilizados são constituídos de elementos com elevada seção de choque para a absorção de nêutrons tais como lítio, boro e gadolínio [5]. Dentre os cintiladores mais empregados destacam-se: ZnS(Ag) com ^6LiF (Kodak NE426); ZnS(Cu) com LiF ou B e $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S(Tb)}$ [23]. Idealmente, uma tela cintiladora para radiografia com nêutrons deve apresentar:

- alta seção de choque para absorção de nêutrons;
- baixa probabilidade de interação para radiação- γ ;
- alta eficiência de conversão nêutron-luz;
- alta transparência à luz emitida;
- alta resolução espacial,

Entretanto, nas telas cintiladoras disponíveis comercialmente, várias destas características ou são mutuamente excludentes ou incompatíveis. Como exemplo, as telas que apresentam alta resolução, feitas a base de oxissulfeto de gadolínio, possuem um número atômico elevado ($Z = 64$) e portanto, uma alta probabilidade de interação para raios- γ , tanto que originalmente foram projetadas para radiografia com raios-X.

A seção transversal de uma tela típica é mostrada na figura 2.3. A camada de suporte, ou base, é feita de plástico ou outro material que garanta rigidez

necessária para evitar deformação que pode fazer com que o fósforo se estafele. Entre o fósforo e a base há uma fina camada auxiliar. Dependendo da aplicação da tela cintiladora, esta camada pode conter pigmentação branca de reflexão difusa para aumentar a saída de luz, ou ela pode conter um absorvedor para reduzir o espalhamento de luz e assim aumentar a resolução espacial do sistema. As partículas do fósforo possuem tamanho típico de $10\mu m$ e são solidificadas em um agente de coesão, cuja espessura típica varia entre 70 e $280\mu m$. O agente de coesão deve ser transparente para minimizar a atenuação de luz [24]. No topo da tela, há uma camada protetora de cobertura. Sua espessura, tipicamente $15\mu m$, é um compromisso entre prover proteção adequada e manter o espalhamento da luz gerada tão pequeno quanto possível.

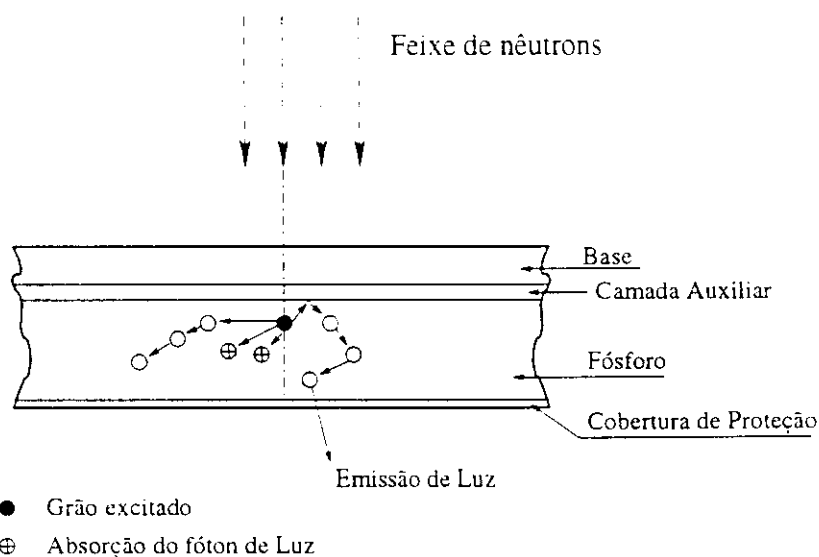


Figura 2.3: Estrutura típica de uma tela cintiladora e caminhos típicos seguidos pelos fótons de luz.

Quando utilizadas em Radiografia com Nêutrons, as telas cintiladoras serão excitadas pela radiação ionizante gerada pelo nêutron. Na tela de oxissulfeto de gadolínio (Gd_2O_2S), esta radiação é principalmente um elétron de conversão com energia de $70keV$. A figura 2.4 mostra um esquema da cadeia de eventos em uma tela cintiladora. A descrição dos eventos é:

- a. O cintilador tem armadilhas preenchidas próximas ao topo da banda proibida: os elétrons de conversão interagem na banda de valência do fósforo e perdem grande parte da sua energia ionizando o átomo absorvedor, principalmente nas camadas K e L.

- b. Os elétrons ejetados se movem pela rede cristalina, perdendo energia por colisões inelásticas com elétrons de valência, promovendo-os à banda de condução e deixando lacunas (vacâncias) na banda de valência.
- c. Os elétrons que estão nas armadilhas (banda proibida) migram para as lacunas na banda de valência, emitindo fótons de luz em tempos típicos de $\sim 10^{-8}$ a 10^{-9} s.
- d. Os elétrons da banda de condução, então, migram para as lacunas na banda proibida.

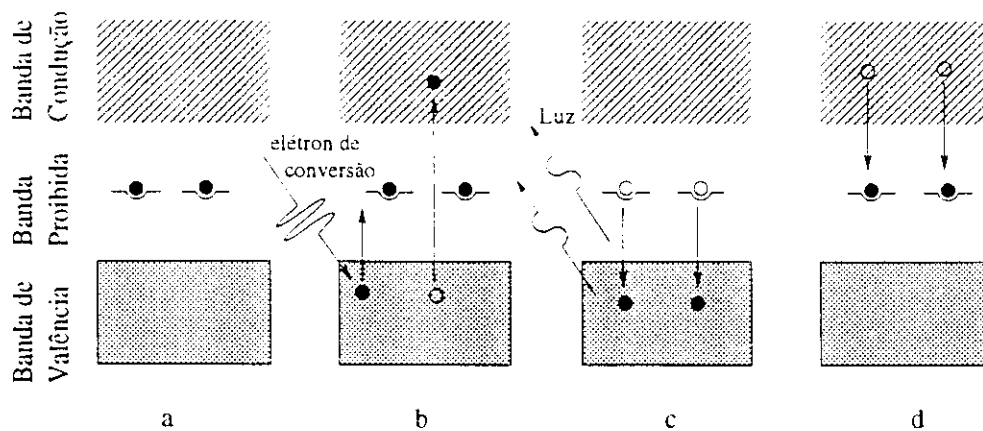


Figura 2.4: Cadeia de eventos em uma tela cintiladora fluorescente

Os principais fatores que influenciam a eficiência da tela cintiladora no processo de conversão nêutron-luz são: tipo, espessura e tamanho do cristal [22].

Câmera de Vídeo

Atualmente, os dispositivos de captura de imagens mais utilizados são as câmeras de vídeo CCD's ou com tubos vidicon. Estes dispositivos por estarem normalmente acoplados a intensificadores de luz, viabilizam sistemas em tempo-real com baixa luminosidade.

Além disto, têm a possibilidade de capturar imagens dinâmicas diretamente da tela cintiladora, possibilitando a visualização em um monitor de TV.

Normalmente, as câmeras de vídeo CCD são posicionadas perpendicularmente em relação ao feixe de nêutrons proveniente do colimador, visto que estes sensores podem ser danificadas permanentemente, principalmente por interação com nêutrons rápidos.

Desta forma, faz-se necessário a utilização de espelhos para a reflexão da imagem da tela cintiladora. Estes espelhos são posicionados a 45° em relação ao feixe, de modo que a câmera possa ser protegida por blindagem adicional.

Placa Digitalizadora

Neste dispositivo o sinal analógico proveniente das câmeras de vídeo é digitalizado, ou seja, quantizado espacialmente e em intensidade.

O primeiro passo neste processo é a seleção, a partir do sinal de vídeo, dos elementos da imagem para serem digitalizados. Isto envolve a separação do que é informação de controle do que é informação de vídeo, além da sincronização, quando o sinal é composto — informação temporal e de vídeo no mesmo sinal. Esta seleção é feita em um conversor ADC (“analogic-to-digital converter”). A quantização espacial transformará a imagem em uma matriz com dimensões que normalmente são potências de dois, por exemplo, $2^9 = 512$ linhas por $2^9 = 512$ colunas, com 262.144 elementos de imagem, ou *pixels*, com uma resolução espacial que é o resultado da divisão das dimensões da imagem focalizada pelas da matriz.

A imagem também é quantizada em intensidade e, neste processo, cada nível analógico selecionado pela placa é convertido ao valor inteiro mais próximo de uma escala, que normalmente varia de 0 a 255. Por exemplo, se o nível de intensidade analógica selecionada tem valor 235,71, este nível é armazenado como 236. Este método básico de quantização fornece 256 níveis de cinza, indo, por exemplo, do preto (nível 0) até o branco (nível 255).

A imagem digitalizada

Em um modelo elementar, o termo imagem analógica refere-se a uma função bidimensional de intensidade de luz, denotada por $f(x, y)$, onde o valor ou amplitude de f na coordenada espacial (x, y) fornece a intensidade (brilho) da imagem naquele ponto [25]. Em decorrência da natureza da luz, $f(x, y)$ deve ser maior que zero e finita, isto é,

$$0 < f(x, y) < \infty. \quad (2.13)$$

A digitalização das coordenadas espaciais (x, y) é chamada *amostragem* e a digitalização da amplitude *quantização em níveis de cinza*.

No processo de digitalização, a imagem analógica $f(x, y)$ é aproximada por amostragens equidistantes, onde cada elemento da matriz é uma quantidade dis-

creta, ou seja:

$$f(x, y) \approx \begin{bmatrix} f(0, 0) & f(0, 1) & \cdots & f(0, M - 1) \\ f(1, 0) & f(1, 1) & \cdots & f(1, M - 1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(N - 1, 0) & f(N - 1, 1) & \cdots & f(N - 1, M - 1) \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

O lado direito da equação 2.14 representa o que é comumente chamado uma *imagem digital*. Cada elemento da matriz é referido como um *pixel*, ou *pel*. Os termos *imagem* e *pixels* serão utilizados neste trabalho para designar uma imagem digital e seus elementos, respectivamente.

2.4 Processamento de Imagens Digitais

Sempre que uma imagem f é convertida em uma outra g , por exemplo, digitalizada, copiada, transmitida ou mostrada no monitor, a "qualidade" da imagem resultante pode ser menor do que a da inicial [26].

O "ruído" é um dos mais importantes fatores de degradação da qualidade de uma imagem. Imagens são sujeitas a muitos diferentes tipos de ruídos: alguns são independentes do sinal da imagem, enquanto outros não o são; alguns são aleatórios, outros são não aleatórios. A seguir são dados alguns exemplos de tipos de ruídos.

Quando uma imagem é transmitida, por exemplo da câmera de vídeo para o monitor de TV ou para a placa digitalizadora, um "ruído de canal" é introduzido cujo valor é geralmente independente da intensidade do sinal da imagem. Neste caso, pode-se escrever que $g = f + \eta$ onde η é um ruído aleatório.

Em muitos casos o nível de ruído depende do sinal da imagem: se o ruído é proporcional ao sinal, i.e., $g = f + \eta_1 \times f$ tem-se $g = f(1 + \eta_1) = f \eta$.

Um importante tipo de ruído em imagens digitais é o "ruído de quantização" (ou erro de quantização) que é a distorção entre a imagem digitalizada e a imagem original com relação à representação dos níveis de cinza. Isto ocorre, quando um número insuficiente de níveis de cinza é utilizado para representar uma imagem analógica que possui grande variação de brilho. Neste caso, este erro pode ser minimizado pela escolha adequada de níveis de quantização, isto é, aumentando-se o número de níveis, por exemplo, de 16 para 256.

Um outro tipo de ruído que pode ocorrer na imagem digital é o aparecimento de linhas espúrias ("aliasing"), que surge quando a imagem analógica possui um padrão de frequências espaciais próximas à frequência de amostragem, tendo como consequência a inversão ou rotação deste padrão, bem como a introdução de distorções e formas não existentes na imagem original.

Uma operação muito comum no processamento digital é a conversão de imagens em níveis de cinza em imagens binárias, consistindo de objetos "pretos" em um fundo "branco" ou vice-versa. Se a imagem original tem muito ruído, as regiões pretas podem conter pontos brancos espalhados e as regiões brancas, pontos pretos. Este ruído é conhecido como "sal e pimenta". De modo mais geral, pode-se aplicar este termo para qualquer situação onde pontos espalhados de uma imagem são marcadamente mais escuros ou mais claros do que os pontos imediatamente ao seu redor.

Técnicas de Processamento

O processamento de imagens digitais é uma ciência que manipula matematicamente e cobre um amplo espectro de técnicas que são direcionadas a um grande número de aplicações. Em geral, elas são aplicadas quando se deseja:

- a. realçar ou modificar uma imagem para melhorar a aparência ou destacar algum aspecto da informação nela contida.
- b. categorizar, classificar, coincidir ou medir elementos dentro da imagem.
- c. combinar ou reorganizar porções da imagem.

As técnicas de processamento de imagens podem ser classificadas em Métodos no Domínio Espacial (Processamentos Pontuais, Operações Aritméticas e Filtros) e Métodos no Domínio da Frequência Espacial. Os métodos no domínio espacial foram os utilizados no presente trabalho e serão descritos a seguir.

Métodos no Domínio Espacial [25]

As técnicas de processamento agregadas sob esta denominação são aquelas que operam diretamente sobre os pixels da imagem, ou agregado de pixels, utilizando uma *única* imagem ou um *conjunto* de imagens de entrada. As funções de processamento deste tipo podem ser expressas como:

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (2.15)$$

onde $f(x, y)$ é a imagem de entrada, $g(x, y)$ é a imagem processada, e T é um operador sobre f , definido para alguma vizinhança da coordenada (x, y) . Adicionalmente, T também pode operar sobre um *conjunto* de imagens de entrada efetuando alguma operação aritmética.

Normalmente, a vizinhança em torno de (x, y) é uma área quadrada ou retangular centrada em (x, y) . Este centro é movido de pixel a pixel e aplica-se o operador em cada localização (x, y) para se produzir g naquele ponto.

A forma mais simples de T é aquela para uma vizinhança do tipo 1×1 pixel. Neste caso, g depende somente do valor de f em (x, y) , e T torna-se uma *função de transformação de níveis de cinza* da forma

$$s = T(r) \quad (2.16)$$

onde, r e s são variáveis denotando um nível de cinza de $f(x, y)$ e $g(x, y)$, respectivamente, em qualquer ponto (x, y) . Como este tipo de processamento depende somente do nível de cinza da imagem naquele ponto, as técnicas desta categoria são referidas como *processamentos pontuais*.

Tomando-se vizinhanças maiores que 1×1 pixels, T torna-se um *cerne* ou *filtro*, que é uma matriz bi-dimensional, cujos valores dos seus coeficientes determinarão a natureza do processamento a ser realizado. Estas técnicas de processamento são freqüentemente referidas como *filtragem* ou *processamento por cernes*.

Processamentos Pontuais

As técnicas de realce de imagens baseadas em processamentos pontuais, apesar de estarem entre as mais simples, provavelmente são as mais utilizadas. Dentre as muitas aplicações, destacaremos algumas.

Transformações simples de intensidade

Negativos de imagens. Os negativos de uma imagem digital são úteis em várias aplicações, tais como para mostrar imagens médicas ou fotografar uma tela com um filme monocromático positivo com o intuito de se utilizar o negativo resultante como um "slide" normal. O negativo de uma imagem digital é obtido utilizando-se a função de transformação $s = T(r)$, que inverte os níveis de cinza da imagem, isto é, $s = L - r - 1$, onde L é o número de níveis de cinza da imagem.

Aumento de contraste. Imagens de baixo contraste podem ser resultado de uma iluminação fraca, de insuficiência de faixa dinâmica do sensor de imageamento¹, ou ainda de um ajuste errado na abertura das lentes da câmera de vídeo durante a aquisição da imagem. A idéia subjacente ao aumento de contraste é ampliar a faixa dinâmica dos níveis de cinza na imagem processada. Isto normalmente é

¹A faixa dinâmica de um dispositivo pode ser entendida como a faixa total de níveis de intensidade (brilho) que ele pode discriminar simultaneamente

feito mediante um mapeamento dos níveis de cinza desta imagem através de uma função que os redistribui de modo a se obter uma imagem com melhor contraste.

Compressão da faixa dinâmica. Algumas vezes a faixa dinâmica de uma imagem excede em muito a capacidade do monitor em reproduzi-la. Nestes casos, somente as partes mais brilhantes da imagem serão visíveis na tela. O mesmo acontece quando se tenta registrar tais imagens em filmes. Um modo efetivo de comprimir a faixa dinâmica dos valores dos pixels é realizar uma transformação com uma função logarítmica do tipo:

$$s = c \log(1 + |r|) \quad (2.17)$$

onde c é um fator de escala. O valor de c é normalmente tomado como

$$(L - 1) / \max(\log(1 + |r|))$$

O efeito de compressão da faixa dinâmica se deve ao carácter de saturação da função logarítmica.

Corte de níveis de cinza. Destacar uma faixa específica de níveis de cinza em uma imagem freqüentemente é desejado para realçar alguns aspectos. Esta operação pode ser feita de dois modos: definindo-se o valor de todos os pixels na faixa de interesse como sendo $L - 1$ e o restante como sendo 0 ou modificando-se apenas os pixels de interesse sem alterar o fundo da imagem.

Processamento de Histogramas

O histograma de uma imagem digital com níveis de cinza entre $[0, L - 1]$ é uma função discreta $p(r_k) = n_k/n$, onde r_k é o k -ésimo nível de cinza, n_k é o número de pixels na imagem com aquele nível de cinza, n é o número total de pixels na imagem.

De modo geral, $p(r_k)$ dá uma estimativa da probabilidade da ocorrência do nível de cinza r_k . Um gráfico desta função para todos os valores de k provê uma descrição geral da aparência da imagem e, apesar de não estar relacionado ao seu conteúdo, pode fornecer informações acerca da possibilidade de melhorias no contraste desta imagem.

Equalização de histograma. A equalização do histograma é uma técnica pela qual a faixa dinâmica de uma imagem pode ser modificada para se melhorar o seu contraste. Em imagens com histogramas estreitos e poucos níveis de cinza,

o aumento da faixa dinâmica normalmente tem o efeito adverso de aumentar a granularidade visual, isto é, a imagem apresenta "grãos" e linhas fictícias. De modo geral, entretanto, a equalização do histograma melhora significativamente a aparência visual da imagem.

A equalização do histograma é realizada redistribuindo os níveis de cinza da imagem, de modo que $p(r_k)$ seja uniformizada.

Realce localizado. A equalização do histograma, apesar de ser empregada para o realce e aumento de contraste, nem sempre produz realce em regiões localizadas de interesse. A solução, neste caso, é utilizar funções de transformação baseadas na distribuição de níveis de cinza na vizinhança de cada pixel na imagem. Assim, uma transformação local, que leva em conta a intensidade média e sua variância pode produzir resultados não alcançados com a equalização.

Operações aritméticas com imagens

Média Aritmética. Uma das principais aplicações desta operação é a redução de ruídos aleatórios na imagem. Quanto maior o número de imagens consideradas para a média, melhor é o resultado.

Se uma imagem $g(x, y)$ é formada pela adição de ruído $\eta(x, y)$ a uma imagem original $f(x, y)$,

$$g(x, y) = f(x, y) + \eta(x, y) \quad (2.18)$$

Se o ruído satisfaz a condição estabelecida acima, então mostra-se que se uma imagem $\bar{g}(x, y)$ formada pela média de M imagens g diferentes,

$$\bar{g}(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M g_i(x, y) \quad (2.19)$$

segue-se então que

$$E\{\bar{g}(x, y)\} = f(x, y) \quad (2.20)$$

e

$$\sigma_{\bar{g}(x,y)}^2 = \frac{1}{M} \sigma_{\eta(x,y)}^2 \quad (2.21)$$

onde $E\{\bar{g}(x, y)\}$ é o valor esperado de \bar{g} , e $\sigma_{\bar{g}}^2(x, y)$ e $\sigma_{\eta}^2(x, y)$ são as variâncias de \bar{g} e η . O desvio padrão em qualquer ponto na imagem \bar{g} é

$$\sigma_{\bar{g}(x,y)} = \frac{1}{\sqrt{M}} \sigma_{\eta}(x, y) \quad (2.22)$$

As equações 2.21 e 2.22 indicam que, conforme M aumenta, a variação dos valores dos pixels em cada localização (x, y) diminui. Como $E\{\bar{g}(x, y)\} = f(x, y)$, significa que $\bar{g}(x, y)$ se aproxima de $f(x, y)$ quando se aumenta o número de imagens com ruído utilizadas no processo de média.

Média Geométrica Assim como a média aritmética, a média geométrica visa a redução de ruído na imagem. Ela é freqüentemente aplicada para se obter redução de ruído em eventos dinâmicos [27].

A média geométrica, $m_n(x, y)$, de uma série de n imagens é dada pela seguinte equação:

$$m_n(x, y) = \begin{cases} g_n(x, y) \cdot \omega & \text{para } n = 0 \\ m_{n-1}(x, y) \cdot (1 - \omega) + g_n(x, y) \cdot \omega & \text{para } n > 0 \end{cases} \quad (2.23)$$

onde ω é um fator de peso e $g_n(x, y)$ é a imagem corrente.

Subtração Simples de imagens A diferença entre duas imagens é obtida calculando-se a diferença entre todos os pares de pixels correspondentes. Esta operação, apesar de simples, tem numerosas e importantes aplicações no realce e na segmentação de imagens. Normalmente ela é aplicada quando se deseja:

- determinar diferenças e mudanças entre duas imagens estáticas;
- corrigir as imagens para a não uniformidade do feixe de nêutrons, e
- determinar a magnitude do gradiente de uma imagem, aproximado por [28]:

$$|\nabla f(x, y)| \approx \max[|f(x, y) - f(x - 1, y)|, |f(x, y) - f(x, y + 1)|]$$

Subtração de Máscara A subtração de imagem máscara é efetuada da mesma maneira que a anterior.

Esta operação é normalmente aplicada:

- quando se quer determinar a direção de algum movimento na imagem: neste caso, é uma operação simples $I - M$, onde I é a imagem original e M é a máscara correspondente às suas partes estáticas.
- quando se quer destacar as mudanças ocorridas: neste caso, a operação é $|I - M|$, ou seja, o valor absoluto da diferença entre as imagens.

Uma aplicação desta operação é a comparação de duas imagens radiográficas da mesma amostra, uma obtida normalmente e outra com a adição de algum agente contrastante. A imagem diferença revelará regiões penetradas pelo agente contrastante, por exemplo, em trincas, micro-rachaduras, etc.

Subtração de Máscara com Média Geométrica Esta operação é empregada quando se está visualizando um evento dinâmico, cujo interesse é se observar somente as partes móveis, que apresentam baixo contraste ou estão rodeadas por muitos elementos que confundem a observação.

A equação dada a seguir ilustra este conceito:

$$m_n(x, y) = \begin{cases} (g_n(x, y) - \bar{g}(x, y)) \cdot \omega & \text{para } n = 0 \\ m_{n-1}(x, y) \cdot (1 - \omega) + (g_n(x, y) - \bar{g}(x, y)) \cdot \omega & \text{para } n > 0 \end{cases} \quad (2.24)$$

onde $m_n(x, y)$ é a imagem diferença que conterá apenas as partes móveis e $\bar{g}(x, y)$ é uma imagem máscara obtida pela média aritmética de uma seqüência de imagens estáticas, ou seja, antes do início do evento dinâmico.

Integração Em algumas situações, a imagem obtida de um sistema de tempo-real apresenta luminosidade muito baixa, resultando em uma imagem digital com pouco contraste, com muito ruído e de difícil observação.

A integração é feita acumulando-se certo número de imagens de baixa intensidade, criando-se assim, uma nova imagem com melhor razão sinal/ruído.

Filtros

Quando trabalhando no domínio espacial os filtros são divididos em lineares e não-lineares. No primeiro caso, a operação matemática é realizada através de "cernes" que são aplicados ao conjunto dos pixels da imagem: se o centro do cerne está na posição (x, y) na imagem, o nível de cinza desta posição é substituído pela operação matemática do cerne, que é movido para o próximo pixel e a operação é repetida, até que toda a imagem tenha sido coberta. Embora os filtros lineares operem no domínio espacial, os coeficientes dos seus cernes são obtidos a partir dos perfis dos filtros *passa-baixa*, *passa-alta* e *passa-banda* no domínio da frequência espacial e recebem os mesmos nomes.

Os filtros não-lineares também operam em vizinhanças. Em geral, a sua operação é baseada diretamente nos valores dos pixels sob consideração e não utilizam explicitamente coeficientes como no caso anterior. Como exemplo, o valor do pixel na posição (x, y) pode ser substituído pelo valor mediano, máximo ou mínimo da vizinhança considerada.

Abaixo são dados alguns exemplos de filtros comumente empregados.

Passa-baixa Esta operação tem o objetivo de atenuar ou eliminar as componentes de alta-frequência da imagem, deixando as suas baixas-frequências intocadas.

As componentes de alta-freqüência caracterizam cantos e outros detalhes agudos, que quando cortados, produzirão uma imagem suave. A figura 2.5 apresenta um cerne de filtro passa-baixa.

$$\frac{1}{9} \times \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline \end{array}$$

Figura 2.5: Filtro espacial passa-baixa

Mediana Esta operação tem o objetivo de reduzir o ruído de uma imagem, sem, entretanto, a suavização excessiva das suas bordas. Neste método, cada pixel é substituído pela média dos níveis de cinza da sua vizinhança. Ele é particularmente efetivo quando o padrão de ruído consiste de componentes pontuais intensas e a característica a ser preservada é a agudez dos cantos.

Passa-alta Como mencionado, cantos e detalhes agudos em uma imagem são caracterizados pelas componentes de alta freqüência. Assim, pelo uso de cernes apropriados, uma filtragem passa-altas atenua ou elimina as componentes de baixa freqüência, que são responsáveis pelos detalhes suaves em uma imagem. A figura 2.6 apresenta um cerne do tipo passa-alta.

$$\frac{1}{9} \times \begin{array}{|c|c|c|} \hline -1 & -1 & -1 \\ \hline -1 & 8 & -1 \\ \hline -1 & -1 & -1 \\ \hline \end{array}$$

Figura 2.6: Filtro espacial passa-alta

Derivativos Um dos métodos mais comuns de diferenciação aplicado ao processamento de imagens é o gradiente. Os cernes deste operador são projetados convenientemente de modo que, por exemplo, em regiões sem variação nos valores de níveis de cinza, o resultado seja zero. Alguns cernes recebem o nome de seus desenvolvedores, por exemplo, *Operadores de gradiente cruzado de Roberts*, *Operadores de Prewitt* ou *Operadores de Sobel*. Alguns destes cernes são apresentados na Figura 2.7.

z_1	z_2	z_3
z_4	z_5	z_6
z_7	z_8	z_9

(a)

1	0	0	1
0	-1	-1	0

(b) Roberts

-1	-1	-1	-1	0	1
0	0	0	-1	0	1
1	1	1	-1	0	1

(c) Prewitt

-1	-2	-1	-1	0	1
0	0	0	-2	0	2
1	2	1	-1	0	1

(d) Sobel

Figura 2.7: Uma região 3×3 de uma imagem (os z 's são os valores de nível de cinza) e vários cernes utilizados para calcular a derivada no ponto rotulado z_5 .

2.5 Caracterização de um equipamento para RNTR

Um equipamento para radiografia com nêutrons em tempo-real pode ser caracterizado mediante a determinação de dois parâmetros: sensibilidade e resolução. Normalmente, estes parâmetros são complementados pelos dados da sua Função de Transferência de Modulação (MTF).

2.5.1 Sensibilidade

A sensibilidade de um equipamento de Radiografia com Nêutrons em Tempo-Real é definida como a sua capacidade para discernir variações de espessuras de um material e está relacionada a diversos fatores, tais como:

- espessura (x) do material:
- seção de choque total macroscópica (Σ_T):
- performance do sistema de imageamento:
- exposição (E) definida como o produto do fluxo de nêutrons pelo tempo de irradiação Φt .

A transmissão de nêutrons pela matéria obedece à lei exponencial dada pela equação 2.6. Como $E = \Phi t$ e a intensidade da luz gerada no cintilador, brilho B , normalmente é função linear da exposição E a que ele foi submetido ($B \propto E$), podemos escrever que:

$$B = B_0 e^{-\Sigma_T x} \quad (2.25)$$

A mínima variação de brilho que o equipamento pode discernir pode ser determinada mediante o valor absoluto da derivada dB/dx , ou seja:

$$\frac{dB}{dx} = \Sigma_T x B \quad (2.26)$$

e portanto,

$$\Delta B = B \Sigma_T \Delta x \quad (2.27)$$

Levando em conta que os níveis de cinza nc da imagem digitalizada e os níveis de brilho da imagem analógica estejam relacionados por um fator γ dado pela equação [5]:

$$\gamma = \frac{\frac{\Delta nc}{nc}}{\frac{\Delta B}{B}} \quad (2.28)$$

a sensibilidade obtida na imagem digital pode ser dada por:

$$\Delta x = \frac{\Delta nc}{\gamma nc \Sigma_T} \quad (2.29)$$

onde Δnc é a mínima variação de níveis de cinza discernível.

2.5.2 Resolução

A resolução de um equipamento radiográfico é definida como a distância mínima que separa dois objetos de modo a serem distinguidos. Para um equipamento radiográfico de tempo-real particular, a resolução dependerá das características do sistema de imageamento.

A tela cintiladora introduz uma anitidez na imagem, denominada resolução intrínseca, U_I , cuja magnitude depende de sua espessura, do tipo de partícula ionizante gerada pelo material conversor, do seu alcance nesta tela. Da mesma forma, a divergência angular do feixe de nêutrons, introduz a denominada resolução geométrica, U_G , que depende do diâmetro D de entrada do colimador e de seu comprimento L , bem como da distância x da amostra à tela cintiladora, dada pela expressão 2.10. Os efeitos combinados destas contribuições, formarão a resolução total do equipamento, U_T , que é expressa pela relação empírica:

$$U_T^n = U_I^n + U_G^n \quad (2.30)$$

onde n pode assumir valores 1, 2 e 3 [29].

Para a determinação da resolução total do equipamento, utiliza-se normalmente a radiografia de uma fina chapa altamente absorvedora de nêutrons que é colocada a várias distâncias da tela cintiladora. Na situação em que esta distância seja 0, a resolução geométrica (expressão 2.10) será desprezível, de modo que a resolução total U_T será a resolução intrínseca U_I .

A avaliação da resolução total do equipamento é feita através do ajuste de uma função à distribuição obtida pela varredura dos níveis de cinza na região de interface das imagens da chapa absorvedora e do feixe direto.

Uma função comumente utilizada é a "Edge Spread Function" - ESF [30], dada por:

$$ESF = A + B \arctan(Cx + D) \quad (2.31)$$

onde:

A , B , C e D são parâmetros livres no ajuste e;

x é a coordenada de varredura.

Neste método, a resolução será relacionada à largura total à meia altura (FWHM) da função ESF diferenciada - *distribuição de Lorentz*, e é dada por:

$$U_T = \frac{2}{C} \quad (2.32)$$

2.5.3 Função de Transferência de Modulação

A Função de Transferência de Modulação – MTF, é definida como a razão do contraste registrado pelo contraste ideal que deveria ser produzido, em função da frequência espacial do objeto radiografado. É uma representação gráfica da habilidade do sistema para reproduzir as frequências espaciais presentes nesta imagem. Este método tem sido usado extensivamente em fotografia em geral para se medir a qualidade dos sistemas óticos de formação da imagem e tem sido aplicado com sucesso no estudo de sistemas de Radiografia com Nêutrons [31].

A MTF tem duas importantes características:

- a. o resultado obtido independe do julgamento do observador;
- b. a MTF total de um sistema de múltiplos componentes pode ser obtida multiplicando-se as MTF dos componentes individuais, dado que estes componentes individuais sejam lineares e que suas MTF's possam ser determinadas independentemente.

Determinação da MTF do Sistema

Em um exame radiológico, a informação extraída pelo feixe de nêutrons das partes examinadas, provém da atenuação deste feixe pelas estruturas através das quais ele atravessa.

A qualidade de um sistema de imageamento pode ser definida como a sua habilidade em refletir as variações na atenuação da intensidade do feixe de nêutrons pelo objeto examinado. Por exemplo, se dois objetos adjacentes diferem em suas capacidades de atenuar nêutrons por fator 10%, uma imagem radiológica fiel destes objetos consiste de duas áreas nas quais o contraste registrado também difere por 10% e a separação dos contornos entre estas áreas na imagem da tela é idêntica à dos objetos.

A figura 2.8 mostra o conceito de uma curva MTF para objetos de forma física senoidal com várias frequências. Quando estes objetos são radiografados, o contraste da imagem diminui com o aumento da sua frequência espacial.

Entretanto, a construção de um objeto senoidal de teste para radiografia com nêutrons tem sido muito difícil [20]. O método mais comumente utilizado para se determinar a MTF de um sistema de imageamento é através dos dados da ESF. A sua diferencial fornece a Função de Espalhamento de Linha ("Line Spread Function" - LSF) e então, com a Transformada de Fourier da LSF, obtém-se a MTF, ou seja:

$$F(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \cdot e^{-2\pi x\nu} dx \quad (2.33)$$

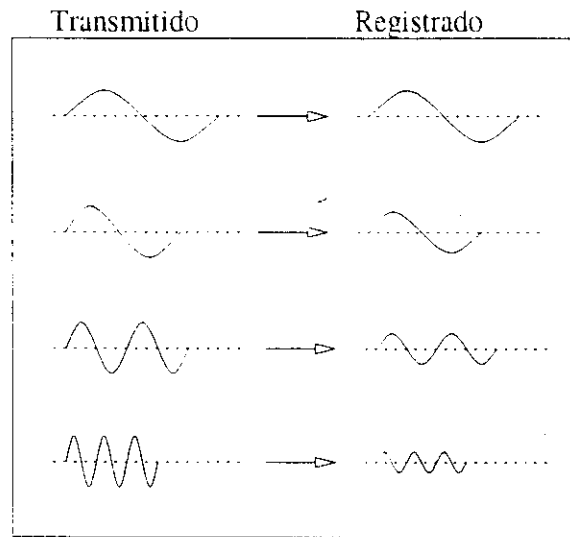


Figura 2.8: Sinal transmitido e sinal registrado, mostrando uma perda de amplitude com a frequência. A perda da informação da frequência gera a curva da MTF

onde:

$F(\nu)$: transformada de Fourier da LSF

$f(x)$: Line Spread Function - LSF

x : coordenada espacial no eixo X

ν : frequência espacial

No caso da MTF, duas hipóteses simplificadoras são usualmente feitas. A primeira, que os dados da LSF são simétricos em torno da origem (i.e., uma função par) e a segunda que a LSF é limitada ao longo do eixo X. Estas duas hipóteses juntamente com a normalização da MTF levam ao seguinte resultado [31].

$$MTF(\nu) = \frac{F(\nu)}{F(0)} = \frac{\int_{-m}^m LSF(x) \cos(2\pi\nu x) dx}{\int_{-m}^m LSF(x) dx} \quad (2.34)$$

onde $\pm m$ é a região do espaço X sobre o qual a análise de Fourier é considerada válida. Obviamente, na frequência 0, a $MTF(0) = 1$.

O uso dos dados da ESF para gerar a MTF requer o emprego da teoria de sistemas lineares [31]. Assumindo um sistema linear invariante no espaço, a

função de saída do sistema $P(x)$ (i.e., uma imagem) pode ser representada pela convolução de uma função entrada (feixe de nêutrons modulado pelo objeto) $i(x)$ e uma função $h(x)$ do sistema de imageamento, ou seja:

$$P(x) = i(x) * h(x) \quad (2.35)$$

Pode ser mostrado que a derivada de $P(x)$ é igual a derivada ou da função de entrada ou da função do sistema, convoluída com a outra:

$$P'(x) = i'(x) * h(x) = i(x) * h'(x) \quad (2.36)$$

Convertendo para o domínio da frequência, utilizando a transformada de Fourier, resulta em:

$$P'(\nu) = H(\nu)I'(\nu) \quad (2.37)$$

Se a função de entrada é uma função degrau, então a sua derivada é a função impulso (função delta) que tem a transformada de Fourier igual a 1, ou seja:

$$P'(\nu) = H(\nu) \cdot 1 = H(\nu) \quad (2.38)$$

Isto mostra que a função de transferência do sistema (MTF) pode ser obtida utilizando-se a função degrau de entrada (ESF), diferenciando para se obter a "resposta impulso" (LSF) e então transformando para o domínio da frequência pelos métodos de Fourier.

Capítulo 3

Equipamento de Radiografia com Nêutrons e o Sistema de Tempo-Real

3.1 Equipamento de Radiografia com Nêutrons

O equipamento de Radiografia com Nêutrons utilizado neste trabalho está instalado junto ao canal de irradiação nº 08 do Reator Nuclear de Pesquisas IEA-R1m do IPEN-CNEN/SP. Este equipamento foi originalmente projetado pelo grupo de neutrongrafia para radiografia em filmes [6] e foi adequado para o sistema de Tempo-Real. Dentre estas adequações destacam-se aquelas que, visam a diminuição da energia efetiva do espectro de nêutrons, e da contribuição da radiação- γ , presente no feixe de nêutrons, além de modificações na blindagem do equipamento para acomodar o sistema de tempo-real e permitir diversas posições de irradiação. As figuras 3.1 e 3.2 mostram esquematicamente este equipamento.

3.1.1 Canal de irradiação

O canal de irradiação nº 08 é radial em relação ao núcleo do reator e apresenta-se na forma de um cilindro, com 20cm de diâmetro interno, no interior do qual estão inseridos dois tubos calandrados de alumínio, o primeiro com 15,5cm de diâmetro interno e 1,4m de comprimento, soldado ao segundo com 19,3cm de diâmetro interno e 1,5m de comprimento. Ambos os tubos possuem paredes de 3mm de espessura e têm por finalidade conter os demais componentes necessários para a extração do feixe de nêutrons, apresentados a seguir.

Filtro de Bismuto

Para viabilizar o emprego da técnica da radiografia com nêutrons, tanto em filmes como em tempo-real, a dose de radiação- γ presente no feixe de nêutrons deve ser

tal que a razão $n/\gamma > 10^5 n/cm^2 mrem$. Este requisito impõem a necessidade de atenuação do feixe de radiação- γ presente no canal, que é realizada através da utilização de um filtro de Bismuto, com coeficiente de atenuação efetivo para as radiações γ oriundas do núcleo do reator de $\mu = 0,4 cm^{-1}$ [9].

Com o objetivo de elevar a atual razão n/γ para melhorar a razão sinal/ruído das telas cintiladoras, a espessura do filtro de bismuto existente no equipamento foi aumentada de 20 para 25cm. Este incremento permitiu a atenuação da intensidade do feixe de radiação- γ por um fator 8 e do feixe de nêutrons por um fator 1.5, resultando uma elevação de ~ 5 para o valor n/γ , em relação ao mesmo local de irradiação no arranjo experimental anterior [6].

Também foram otimizados o posicionamento relativo deste filtro e do colimador de nêutrons no interior do canal de irradiação, com a finalidade de se elevar a resolução do arranjo experimental (vide Figura 3.1). Com esta otimização, conseguiu-se uma melhora de $\sim 10\%$ em relação ao valor obtido no mesmo local de irradiação para o arranjo anterior.

Anéis para radiação- γ e neutrônica

Apesar da presença do filtro de Bismuto no caminho do feixe, há ainda uma radiação- γ residual decorrente das folgas existentes entre o conjunto filtro-colimador e o tubo de alumínio. Por ter esta origem, esta radiação recebe o nome de efeito coroa.

Com a finalidade de minimizar este efeito coroa da radiação- γ foram empregados quatro anéis de chumbo, posicionados em locais estratégicos, conforme mostrado na Figura 3.1.

Colimador de Nêutrons

Após ser filtrado pelo Bismuto, o feixe de nêutrons deve ser colimado, para que possa ser empregado na Radiografia com Nêutrons.

Para atender a este requisito, foi construído um colimador de nêutrons, com estrutura de alumínio de elevada pureza, e preenchido com parafina borada. É um colimador cônico divergente, com diâmetro interno de entrada de $\sim 7cm$ e diâmetro interno de saída de $\sim 16cm$.

O colimador está posicionado imediatamente após o filtro de Bismuto, de maneira a conduzir o feixe de nêutrons até a posição de irradiação, conforme mostrado na figura 3.1.

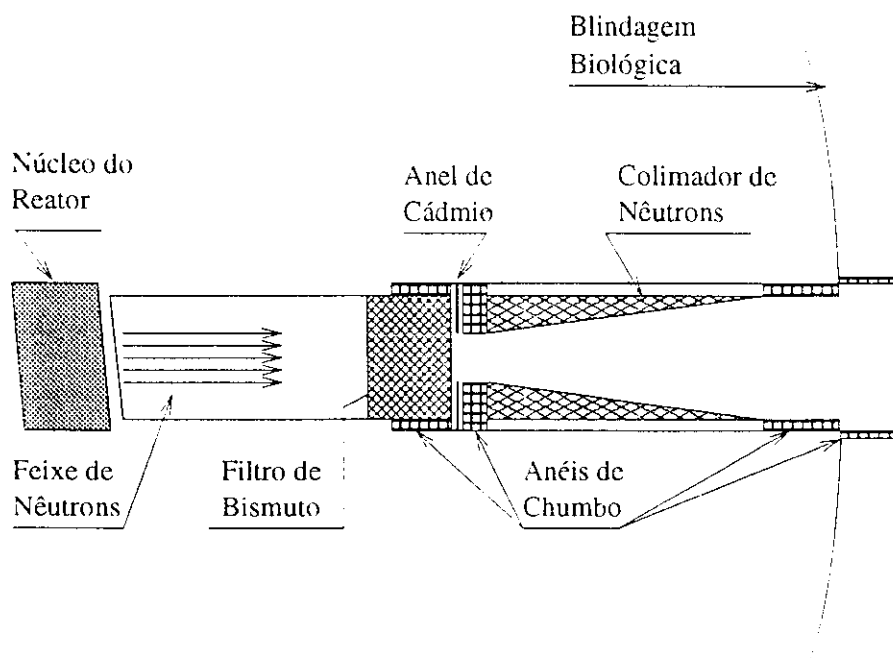


Figura 3.1: Diagrama esquemático mostrando o posicionamento dos componentes do canal de irradiação do equipamento de radiografia com nêutrons

Distorção no espectro térmico

A presença do filtro de Bismuto no caminho do feixe ocasiona uma distorção no espectro Maxwelliano oriundo do núcleo do reator [21]. O Bismuto é um elemento tipicamente espalhador e a sua seção de choque total é praticamente constante, $\sigma = 9\text{barn}$, na maior parte da região térmica e possui um degrau acentuado próximo a energia de 1.8meV , onde $\sigma \sim 0.7\text{barn}$ [6]. Nessas condições, a transmissão de nêutrons pelo filtro será de aproximadamente 2×10^{-3} (região térmica) e 0,68 (abaixo de 1.8meV). Esta transparência parcial dos filtros para nêutrons com energias menores que 1.8meV é a principal responsável pela distribuição energética resultante, que apresenta intensidade máxima próxima desta energia. [6]

Esta modificação na distribuição energética conduz a uma diminuição na energia efetiva do feixe de nêutrons resultando em uma melhoria na razão sinal/ruído das telas cintiladoras, pois apresentam seções de choque do tipo $1/v$.

A energia efetiva do feixe de nêutrons foi estimada teoricamente mediante o emprego da equação 2.9 e o valor encontrado foi $\approx 5\text{meV}$. Este valor foi recentemente confirmado experimentalmente utilizando um dispositivo projetado e construído por Kobayashi [32, 33, 34]. A idéia deste pesquisador, que foi acei-

ta pela comunidade internacional de Radiografia com Nêutrons, é uniformizar a metodologia de determinação da energia dos diversos feixes de nêutrons, já que, atualmente, não existe uma "receita" padrão para a sua concepção. O valor obtido com o dispositivo de Kobayashi foi $\approx 7\text{meV}$. A diferença nestes valores se deve principalmente aos efeitos do espalhamento múltiplo dos nêutrons que ocorre nos filtros de bismuto.

As características do feixe de nêutrons dependem da posição de irradiação dentro da blindagem e para as posições onde o fluxo de nêutron é máximo e mínimo, são mostradas na tabela 3.1.

Tabela 3.1: Principais Características do Feixe de Neutrons

Fluxo de Nêutrons ($n/cm^2 \cdot s$)	Razão n/γ $n/cm^2 \cdot mrem$	L/D	Energia Efetiva (meV)
1×10^6	$\sim 4 \times 10^6$	50	~ 7
1.6×10^5	$\sim 2 \times 10^6$	100	~ 7

Fluxo medido pelo método de ativação de folhas de Au.

n/γ medido mediante o emprego de monitor gama;

3.1.2 Blindagem Externa

O equipamento radiográfico também tem como parte integrante uma blindagem externa.

Para adequar o equipamento às novas necessidades do sistema de tempo-real, foram realizadas modificações na blindagem anterior, que proporcionaram uma área interna livre de aproximadamente 3m^2 com um teto de 2m, e que possibilita uma contribuição desprezível de radiação espalhada, pelas paredes da blindagem, nas posições de irradiação, além de facilitar o manuseio das amostras a serem radiografadas, conforme mostrado esquematicamente na figura 3.2.

3.1.3 Obturador do Feixe

Para permitir o acesso dos pesquisadores às posições de irradiação, o equipamento radiográfico foi dotado de um obturador de feixe, constituído de duas partes: um cilindro de alumínio, instalado na parte interna do colimador de nêutrons, e um dispositivo externo, junto à parede do reator, na saída do mesmo colimador, que se movimenta perpendicularmente ao feixe de nêutrons (vide figura 3.2).

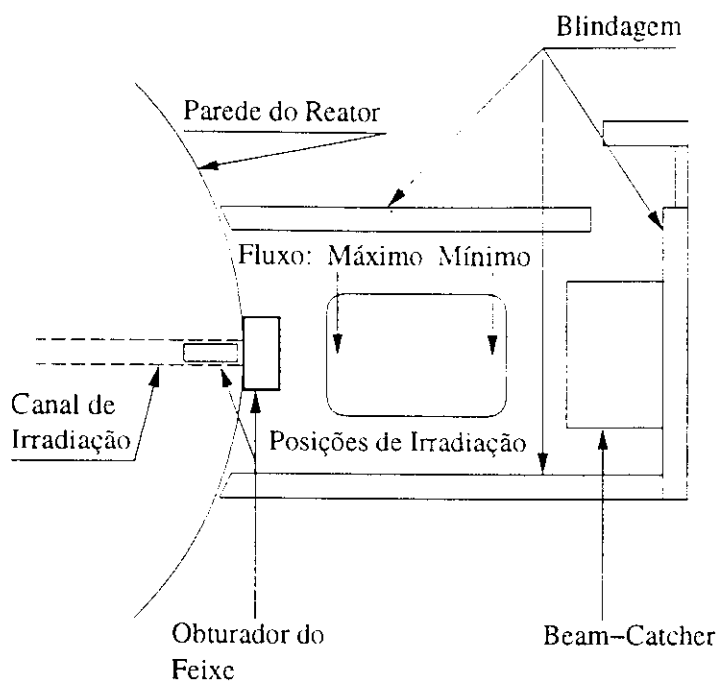


Figura 3.2: Esquema da blindagem do Equipamento de Radiografia com Nêutrons

O cilindro de alumínio possui um sistema de tubos por onde pode-se enchê-lo de água, para interromper o feixe de nêutrons, e também esvaziá-lo, quando se quer fazer uma radiografia. O dispositivo externo é composto de camadas de Gadolínio, Cádmio, Parafina borada e Chumbo; estes dois dispositivos reduzem a dose de radiação neutrônica e γ a níveis seguros na parte interna da blindagem, nas posições de irradiação.

3.2 Sistema de Tempo-Real

3.2.1 LIXI

As imagens em tempo-real foram obtidas com um equipamento denominado LIXI (*Light Intensifier X-ray Image*) [35, 36, 37]. Este dispositivo foi originalmente projetado para raios-X e posteriormente modificado para o emprego com nêutrons.

O LIXI emprega como cintilador de nêutrons o $Gd_2O_2S(Tb)$ com diâmetro de entrada de 2", que é acoplado por fibras óticas ao intensificador de luz (com ganho de $\sim 10^4$). Este cintilador emite um fóton de luz verde no espectro visível, de comprimento de onda $\lambda = 545nm$ e tem uma eficiência de conversão total $\approx 20\%$.

Tendo em vista as modificações realizadas no filtro de Bismuto, que diminuíram a energia efetiva do feixe de nêutrons, a tela cintiladora do LIXI foi encomendada com uma espessura aproximadamente 50% menor do que aquela normalmente fornecida pelo fabricante. Desde que a $\sigma_{abs} \propto 1/v$ a diminuição da espessura da tela não acarreta perda na sua eficiência original de conversão nêutron-luz já que o produto Σx permanece aproximadamente constante, ou seja, a seção de choque macroscópica total para o gadolínio passou de 45.000 (25meV) para 80.000 barns (7meV). Por outro lado, esta diminuição proporcionou uma melhoria na qualidade da imagem obtida, por resultar em um sistema com melhor resolução e menor sensibilidade à contribuição da radiação- γ .

Durante a irradiação, o cintilador do LIXI é instalado na posição de fluxo máximo ($1 \times 10^6 n/cm^2 \cdot s$) e a câmera de vídeo perpendicularmente ao feixe de nêutrons. Ambos são acomodados no interior de uma caixa vedada contra a luz ambiente, contendo também um espelho plano a 45°. A câmera é protegida contra nêutrons rápidos através de blindagem adicional de parafina borada. O monitor de TV, o vídeo cassete e o computador são instalados na parte externa da blindagem do equipamento. Um diagrama esquemático do sistema de tempo-real é mostrado na figura 3.3.

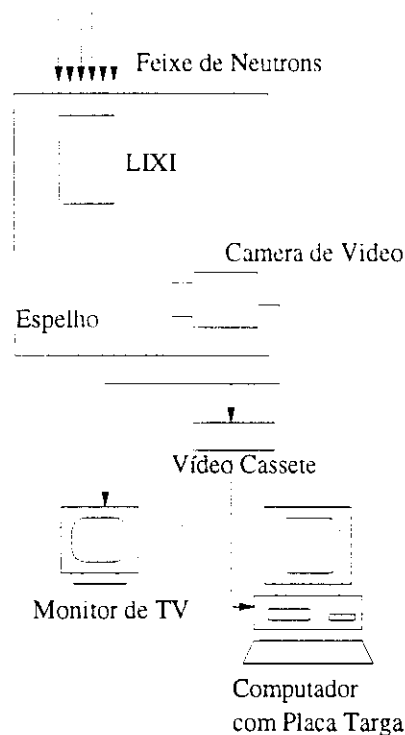


Figura 3.3: Diagrama esquemático do sistema de tempo-real

3.2.2 Câmera de Vídeo

A câmera de vídeo utilizada é fabricada pela Javelin Systems (USA), Ultrichip III, modelo JE8242, possui um CCD de 1/3" (diagonal principal), com resolução horizontal de 580 linhas de TV. A imagem capturada pode ter até 768(H)×494(V) pixels "analógicos". O sinal de saída é do tipo Composite (NTSC). A câmera pode trabalhar com uma iluminação mínima de 0,1Lux para uma abertura de lente $f/1.2$.

3.2.3 Placa Digitalizadora

Foi utilizada uma placa digitalizadora Targa 1000, fabricada pela Truevision, Inc. Esta placa permite a captura de imagens, a uma taxa de 30 quadros por segundo com resolução 640×480 (NTSC). As imagens são digitalizadas em até 8 bits, ou seja, 256 níveis de cinza.

3.2.4 Computador e Softwares

Os computadores utilizados no processamento das imagens são do tipo IBM-PC, com softwares específicos para trabalhar com imagens e filmes. Dentre estes softwares estão:

- VidCap — para controlar a captura de imagens e filmes (acompanha a placa digitalizadora).
- Adobe Premiere — para trabalhar com filmes: permite a transformação de um filme em uma sequência de imagens estáticas cada uma correspondendo a um quadro do filme.
- Gimp — para trabalhar com imagens estáticas: permite a manipulação de imagens e aplicação de diversos filtros.
- Khoros — sistema abrangente de análise de imagens: permite a manipulação de imagens, operações aritméticas, aplicação de filtros e operadores, e diversos outros recursos. Além disto, permite a criação de rotinas que podem ser facilmente integradas ao sistema. Possui um ambiente de programação visual (Cantata) que possibilita a automatização de processamentos para aplicação iterativa.
- ImageMagick — para trabalhar com imagens estáticas, com biblioteca para desenvolvimento; por ser de código aberto, permite a utilização de suas bibliotecas de manipulação de vários formatos de imagens

3.3 Operacionalização do Sistema

O sistema de Tempo-Real encontra-se operacional, podendo realizar inspeções neutronográficas de eventos dinâmicos e estáticos em diversos tipos de amostras.

Neste sistema, as imagens ou seqüência de imagens capturadas pela câmera de vídeo podem ser gravadas em fita cassete ou ser diretamente digitalizadas. A maioria das imagens obtidas no presente trabalho foram gravadas em fita cassete devido a limitação na capacidade de armazenamento do computador empregado, uma vez que, por exemplo, um filme digital de 10 segundos, ocupa aproximadamente 100MBytes, ou seja, 1/10 do espaço total do disco rígido disponível. Esta etapa, normalmente introduz ruído, degradando a qualidade da imagem obtida.

Para a digitalização das imagens, foi empregado o software VidCap. Este software permite a operação da placa, com opções de controle dos parâmetros da digitalização. Dentre os parâmetros possíveis de serem controlados estão:

- Tamanho da imagem de entrada (720×486 , 640×480 , 320×240 , 160×120 , 80×60);
- Formato da imagem (RGB de 24 bits, RGB de 32 bits, JPEG, MJPG);
- Tipo de entrada (NTSC, PAL)
- Tipo de sinal de entrada (VCR, TV)
- Fator Gama γ (equação 2.28) (1.0 Linear, 2.2 NTSC, 2.8 PAL)

Os parâmetros normalmente utilizados são mostrados na tabela 3.2.

Tabela 3.2: Configuração do software VidCap utilizada no presente Sistema de Tempo-Real

Tamanho da Imagem	Formato da Imagem	Tipo de entrada	Fator Gama
720×486	RGB de 24 bits	NTSC	1.0 Linear
640×480	RGB de 24 bits	NTSC	1.0 Linear
320×240	RGB de 24 bits	NTSC	1.0 Linear

A escolha do Fator Gama 1.0 Linear tem por objetivo minimizar a influência da placa digitalizadora na caracterização do equipamento. Quando combinado com o Fator Gama da câmera de vídeo (aprox. 1.0) [38], as imagens apresentarão níveis de cinza diretamente proporcionais à intensidade do feixe de nêutrons incidente na tela cintiladora, facilitando a obtenção dos dados da sensibilidade do sistema (equação 2.29).

As correções necessárias para melhor visualização da imagem no monitor de TV podem ser feitas diretamente com ajustes de brilho e contraste. Estes ajustes são baseados na acuidade visual do observador e, portanto, não podem fazer parte da caracterização do equipamento.

Após terem sido digitalizados e salvos em arquivo (tipo AVI), os filmes são então transformados em seqüências de imagens, cada uma representando um quadro, para serem processadas. O software utilizado nesta etapa é o Adobe Premiere. Este programa, desenvolvido para a edição de filmes digitais para cinema e Televisão, permite a seleção de trechos do filme a serem transformados em imagens de um quadro. Assim, após selecionado, o programa permite a gravação das imagens em vários tamanhos e formatos. Os tamanhos selecionados foram 640×480 e 320×240 e o formato da imagem o TIFF (Target Image File Format), tendo em vista ser este formato compatível com as bibliotecas utilizadas para o seu processamento.

Para o processamento das imagens de um quadro foram utilizados vários softwares. Dentre os citados acima, um dos mais utilizado foi o ImageMagick [39], que além de permitir várias operações de realce na imagem, também fornece bibliotecas de programação para implementar os programas de média aritmética e subtração de máscara com média geométrica. Estes programas desenvolvidos para o presente trabalho estão apresentados no apêndice A. O software Khoros [40] foi empregado para extrair dados (valores dos pixels) das imagens utilizadas nos cálculos da sensibilidade, resolução e MTF. Outro programa utilizado para o processamento de imagens estáticas foi o Gimp. Este software apresenta muitas opções de realce de imagens e por ser de código aberto e uso livre, permitiu o seu emprego em várias situações.

Capítulo 4

Obtenção dos Resultados e Análise

4.1 Caracterização do Sistema de Tempo-Real

Sensibilidade

A sensibilidade do equipamento para discernir variações de espessura foi avaliada através das imagens de uma cunha com degraus confeccionada em Lucite™, com espessuras variando de 2 a 15mm. O Lucite™ é um material importante e foi selecionado uma vez que uma das principais aplicações desta técnica é a visualização de materiais hidrogenados.

A cunha foi irradiada próxima ao cintilador do LIXI. Foi então obtido um filme digital a partir daquele gravado em uma fita cassete, do qual foram extraídas 75 imagens. Destas foi obtida a média aritmética para a redução de ruído. Na figura 4.1 estão apresentados os valores de níveis de cinza correspondentes a cada degrau da cunha (média de ~ 300 pixels), em função de sua espessura. Alguns testes realizados indicaram que a utilização de maior número de imagens não traria contribuição significativa para uma redução adicional do ruído.

Conforme descrito em 2.5.1, a sensibilidade do equipamento será dada pela equação 2.29. Da figura 4.1, observa-se que a maior variação nos níveis de cinza, isto é, o maior erro nas leituras de níveis de cinza dos degraus $\Delta nc \approx 9$. Utilizando então o fator $\gamma = 1$ (seção 3.3), e tomando a seção de choque macroscópica efetiva total experimental do Lucite™ $\Sigma = 0,94 \pm 0,11 \text{ cm}^{-1}$, obtida pelo ajuste por mínimos quadrados da equação 2.25 aos dados de $nc \times x$, a espessura mínima discernível pelo equipamento foi calculada a partir:

$$\Delta x = \frac{9}{0,94 \cdot nc}$$

Para os valores de $n_{C_{max}}$, $n_{C_{min}}$ e $n_{C_{med}}$ apresentados na figura 4.1, os Δx correspondentes valem:

- $n_{C_{max}} = 218 \pm 8$, portanto $\Delta x = 0,044 \pm 0,005cm$
- $n_{C_{med}} = 137 \pm 8$, portanto $\Delta x = 0,070 \pm 0,009cm$
- $n_{C_{min}} = 57 \pm 3$, portanto $\Delta x = 0,168 \pm 0,022cm$

O valor médio obtido para a sensibilidade do equipamento para o Lucite™, foi de $0,07cm$. Quando comparado com dados da literatura para sistemas em tempo-real similares [27], que utilizam tipicamente feixes de nêutrons térmicos ($25meV$), este resultado é superior, e reflete a elevada eficiência de conversão nêutron-luz da tela cintiladora para o presente espectro de nêutrons, que tem energia efetiva de $7meV$. Este resultado, inclusive, é comparável com aqueles obtidos para radiografia com nêutrons em filmes ($\sim 0,045cm$ [6]), que normalmente exibem sensibilidade superior, conforme mencionado na seção 2.2.2.

Resolução do Equipamento

Como mencionado na seção 2.5.2, a resolução do equipamento foi determinada mediante a varredura dos níveis de cinza na região de interface correspondente a duas imagens: a primeira de um objeto opaco a nêutrons e a segunda referente ao feixe direto. À distribuição resultante foi ajustada, por mínimos quadrados, a função "Edge Spread Function" – ESF (Equação 2.31)

O objeto opaco empregado foi uma folha de Gadolínio (espessura $\sim 125\mu m$) irradiada próxima ao cintilador do LIXI. Esta imagem foi inicialmente gravada em fita cassete e depois digitalizada, conforme já descrito no Capítulo 3. As figuras 4.2 e 4.3 apresentam duas distribuições obtidas, correspondentes a imagem de um quadro e à média aritmética de 75 imagens. Cada ponto corresponde à média de 20 valores de níveis de cinza. Nestas imagens, cada pixel corresponde a $0,15mm$ no objeto.

Para as condições citadas, a resolução encontrada foi:

- $U_t = 0,57 \pm 0,12 mm$ para 01 quadro
- $U_t = 0,44 \pm 0,04 mm$ para média de 75 imagens

Pode ser observar que a resolução apresenta significativa melhora quanto ao seu valor e erro, para a média aritmética de 75 imagens. Isto pode ser explicado pela diminuição do ruído na imagem, permitindo que os pontos da varredura tenham comportamento mais suave e a melhor definição da região de interface.

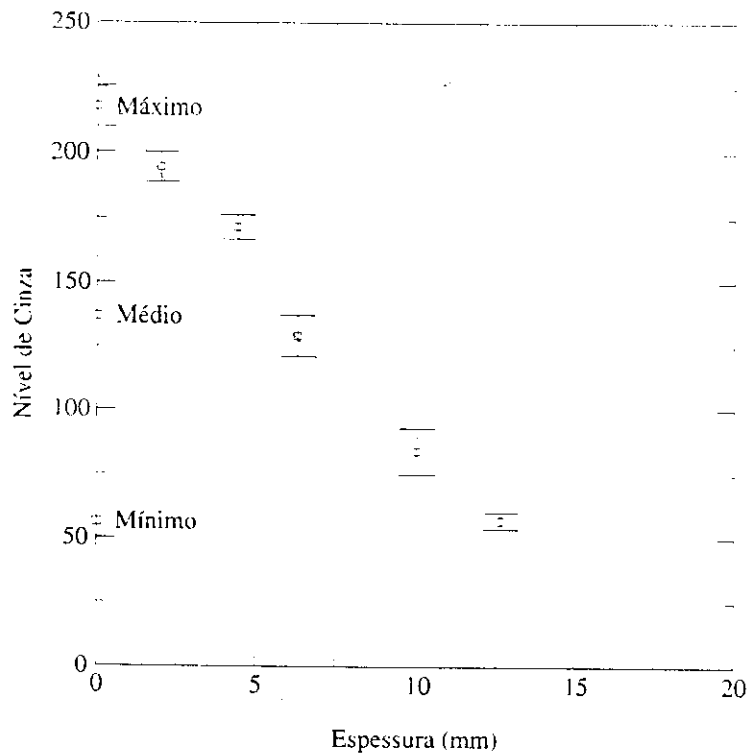


Figura 4.1: Distribuição de Níveis de Cinza em função da Espessura da Cunha com degraus de Lucite™

Entretanto, o melhor valor obtido para o presente sistema é ainda menor que os comumente encontrados para sistemas similares ($\sim 200\mu\text{m}$) [27]. Esta discrepância se deve a problemas no ajuste de foco e controle de brilho da câmera, que são feitos manual e previamente à irradiação e não por controle remoto, simultaneamente à visualização da imagem no monitor de TV, e apesar de ter sido utilizado um cintilador com menor espessura (seção 3.2.1), o ganho em resolução foi minimizado em relação às perdas citadas.

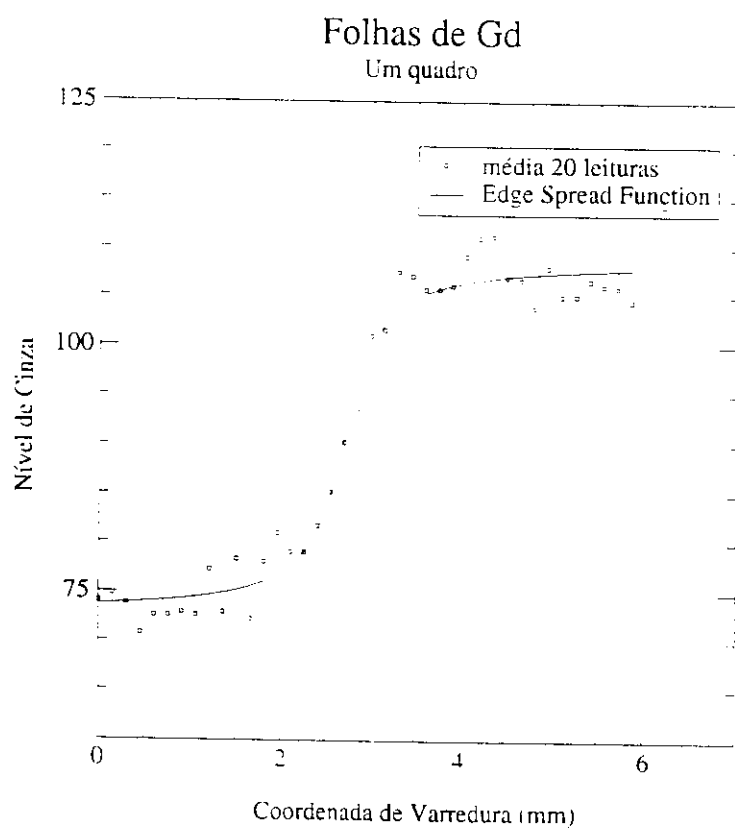


Figura 4.2: Distribuição de níveis de cinza da região de interface de uma imagem da folha de Gadolínio

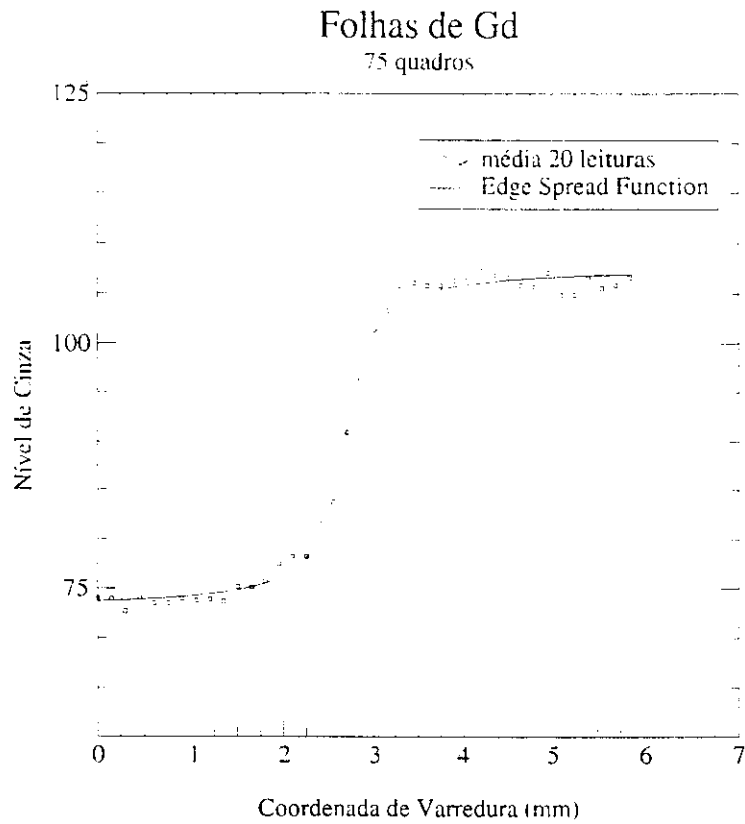


Figura 4.3: Distribuição de níveis de cinza da região de interface obtida da média aritmética de 75 imagens da folha de Gadolínio

MTF Total do Equipamento

A MTF total do equipamento foi determinada pelo método convencional [27], ou seja, através da transformada de Fourier da LSF, oriunda da ESF determinada anteriormente (Equação 2.31):

$$MTF = K \cdot \exp(-2\pi f/C) \quad (4.1)$$

onde K é uma constante, f é a frequência espacial (linhas/mm) e C é o parâmetro relacionado à resolução do equipamento (Equação 2.31). Na figura 4.4 é mostrada a MTF do sistema obtida a partir da média aritmética de 75 imagens da folha de Gadolínio. Nesta figura, embora a média das imagens tenha permitido se obter uma redução do ruído, a MTF obtida quando comparada com outras da literatura [27], mostra um decaimento mais acentuado, indicando uma imagem de qualidade inferior para o presente equipamento. Desde que a determinação da MTF emprega os dados da ESF, a sua queda acentuada é consequência das mesmas causas que conduziram à perda de resolução do presente equipamento.

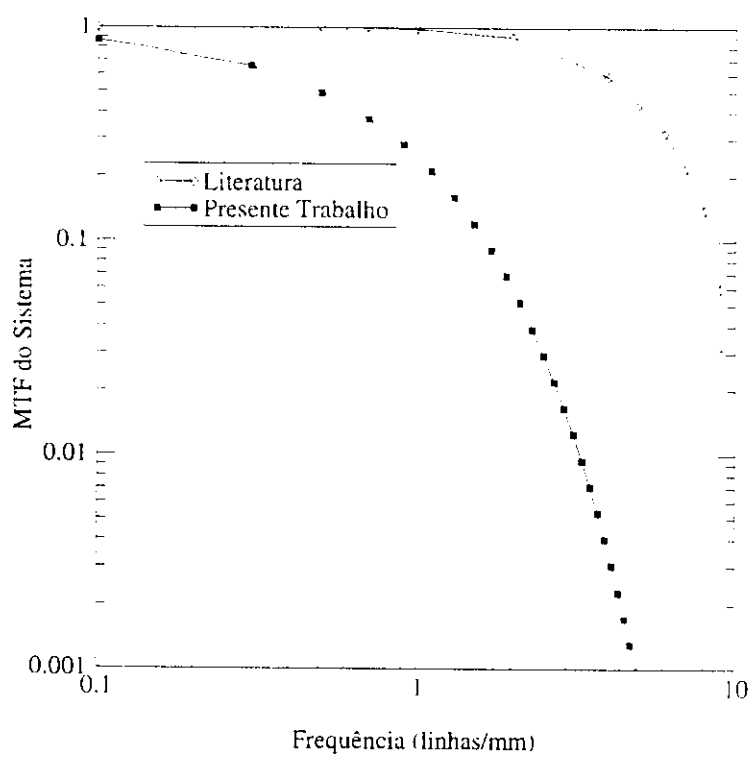


Figura 4.4: Função de Transferência de Modulação – MTF total para o presente trabalho e da literatura

4.2 Imagens

Utilizando o sistema de tempo-real, foram obtidas várias imagens, tanto analógicas quanto digitais referentes a diversos tipos de amostras estáticas e de eventos dinâmicos.

A seguir, nas figuras 4.5, 4.6, 4.7, 4.8 são apresentadas várias imagens estáticas obtidas com este sistema.

A figura 4.5 apresenta uma folha de cádmio contendo vários orifícios, onde foram realizadas as seguintes operações:

- a. imagem digital sem processamento — 1 imagem;
- b-e. média aritmética para redução de ruído — 5-75 imagens ;
- f. realce (melhoria na definição) — imagem de 75 imagens;
- g. inversão e equalização — imagem de 75 imagens;
- h. suavização de ruído, operação de detecção de bordas com a aplicação de gradiente e equalização — imagem de 75 imagens.

A figura 4.6 apresenta uma cunha de degraus de cobre, onde foram realizadas as seguintes operações:

- a. imagem digital sem processamento — 1 imagem;
- b-e. média aritmética para redução de ruído — 5-75 imagens ;
- f. detecção de bordas com a aplicação de gradiente de Sobel, equalização e suavização — imagem de 75 imagens;

A figura 4.7 apresenta uma cunha de degraus de Lucite™, onde foram realizadas as seguintes operações:

- a. imagem digital sem processamento — 1 imagem;
- b-e. média aritmética para redução de ruído — 5-75 imagens ;
- f. suavização, detecção de bordas com a aplicação de gradiente de Sobel, equalização, suavização e realce — imagem de 75 imagens;

A figura 4.8 apresenta um isqueiro, onde foram realizadas as seguintes operações:

- a. imagem digital sem processamento — 1 imagem;
- b-e. média aritmética para redução de ruído — 5-120 imagens ;

- f. equalização — imagem de 120 imagens;
- g. suavização, detecção de bordas com a aplicação de gradiente, equalização e realce — imagem de 120 imagens.

Como se observa, a primeira imagem (1.ª imagem) apresenta ruído que é sensivelmente diminuído através da operação de média aritmética. Utilizando-se uma operação de realce (melhoria na definição), obtém-se uma imagem mais nítida e de visualização facilitada. Em algumas imagens, a equalização do histograma provocou o aparecimento de detalhes não visíveis inicialmente. Também a detecção (extração) de bordas, com a aplicação do operador de gradiente, mostrou-se eficiente, permitindo a visualização dos contornos dos objetos inspecionados.

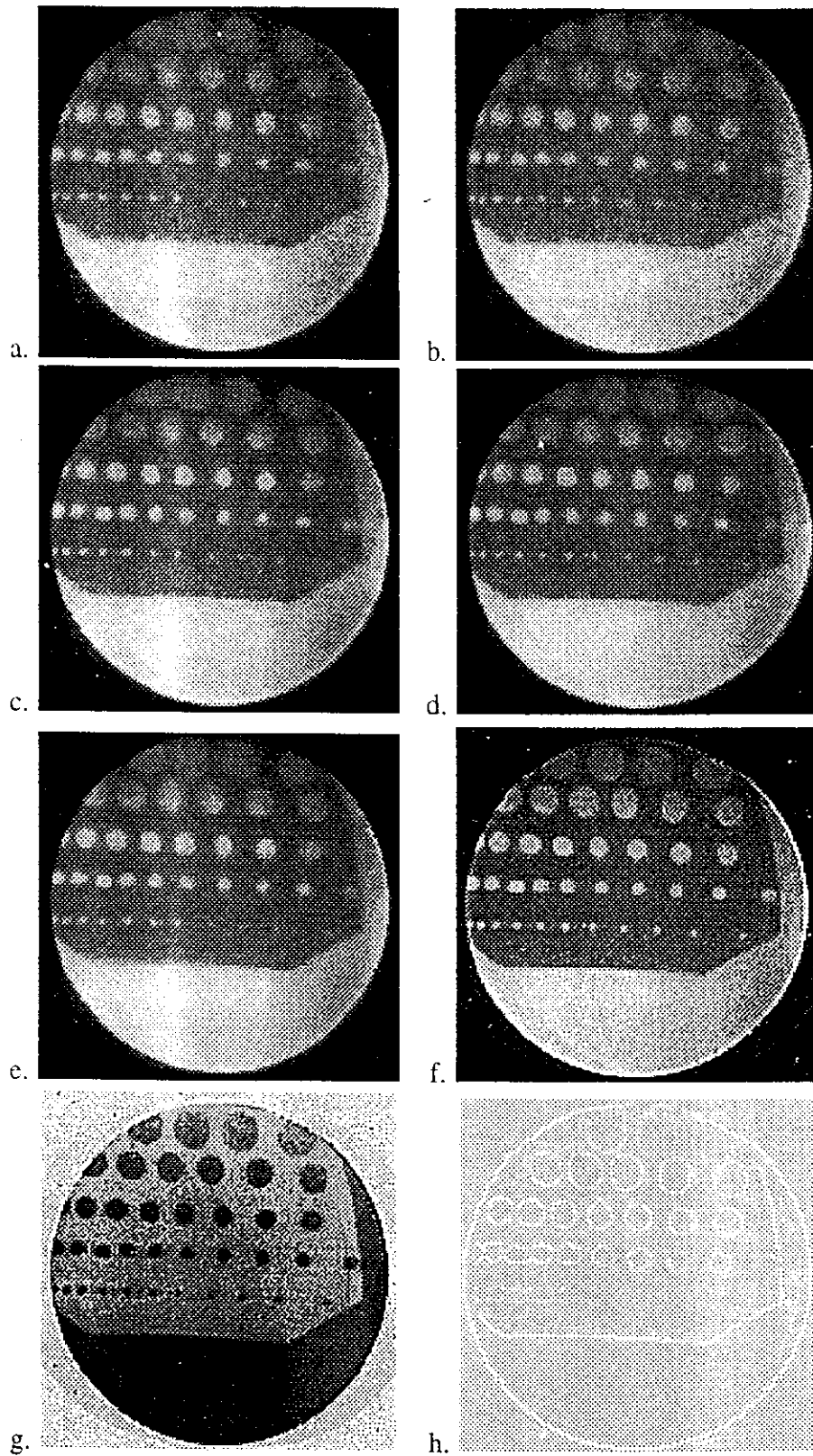


Figura 4.5: Imagens de uma folha de cádmio: a. 1 imagem; b. 5 imagens; c. 15 imagens; d. 50 imagens; e. 75 imagens; f. realce; g. inversão e equalização; h. suavização, detecção de bordas com gradiente e equalização

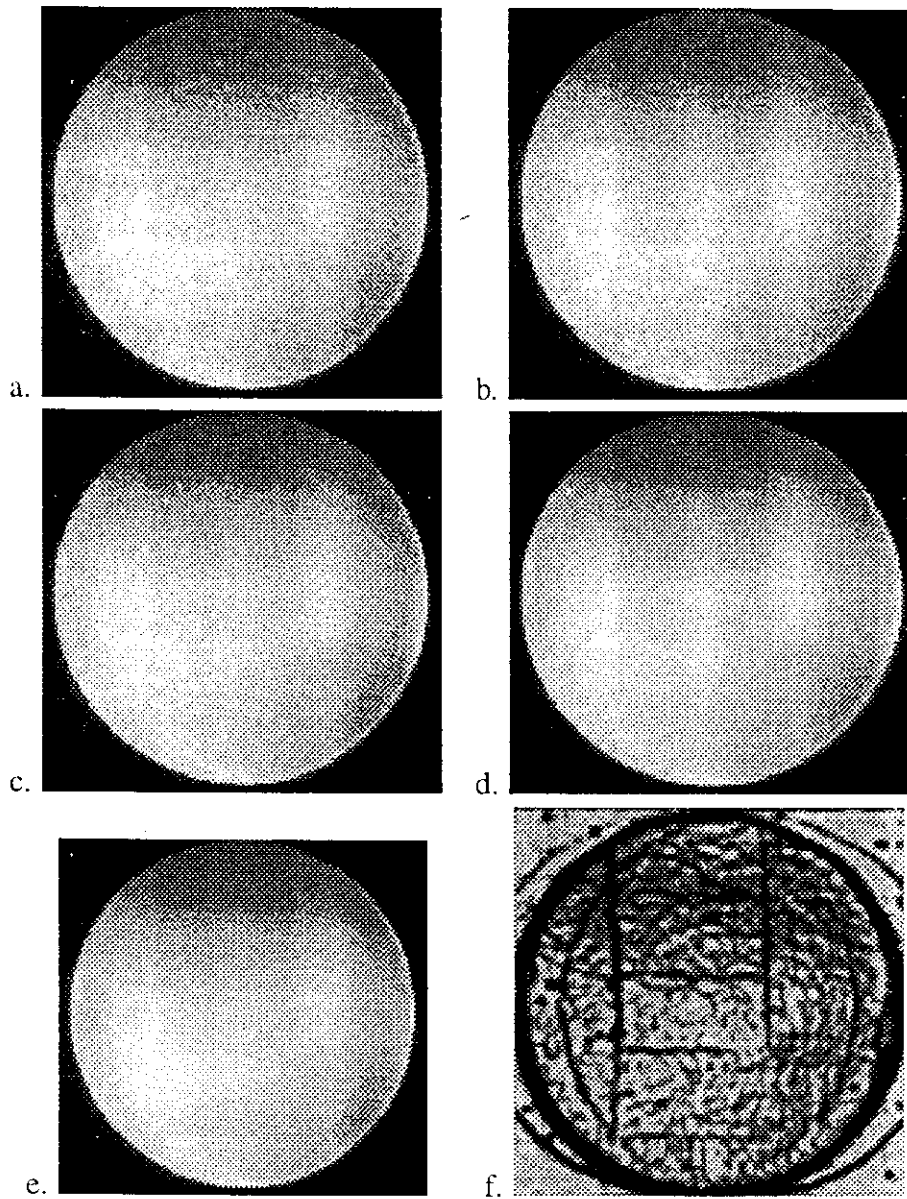


Figura 4.6: Imagens de uma cunha de degraus de cobre: a. 1 imagem; b. 5 imagens; c. 15 imagens; d. 50 imagens; e. 75 imagens; f. detecção de bordas, equalização, suavização e inversão

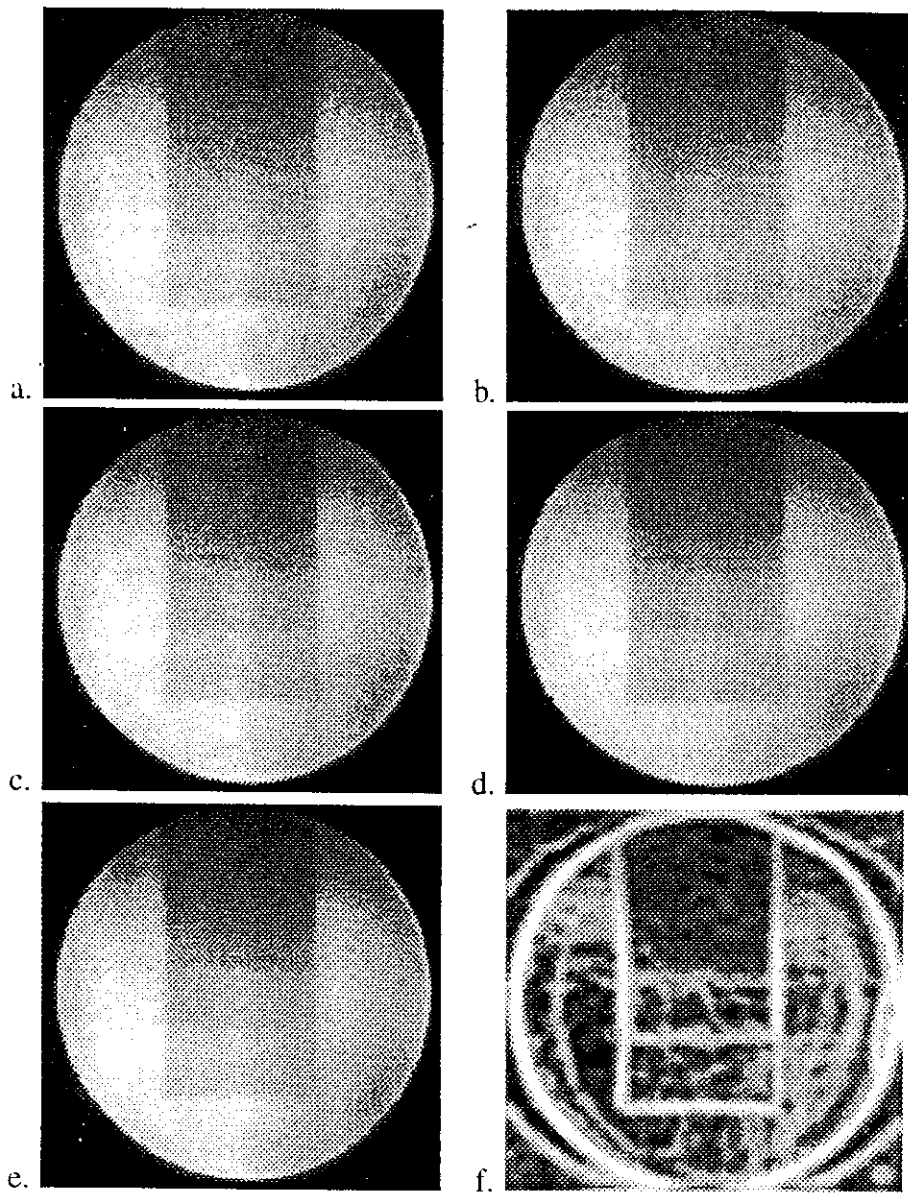


Figura 4.7: Imagens de uma cunha de degraus de Lucite™: a. 1 imagem; b. 5 imagens; c. 15 imagens; d. 50 imagens; e. 75 imagens; f. suavização, gradiente Sobel, equalização, suavização e realce.

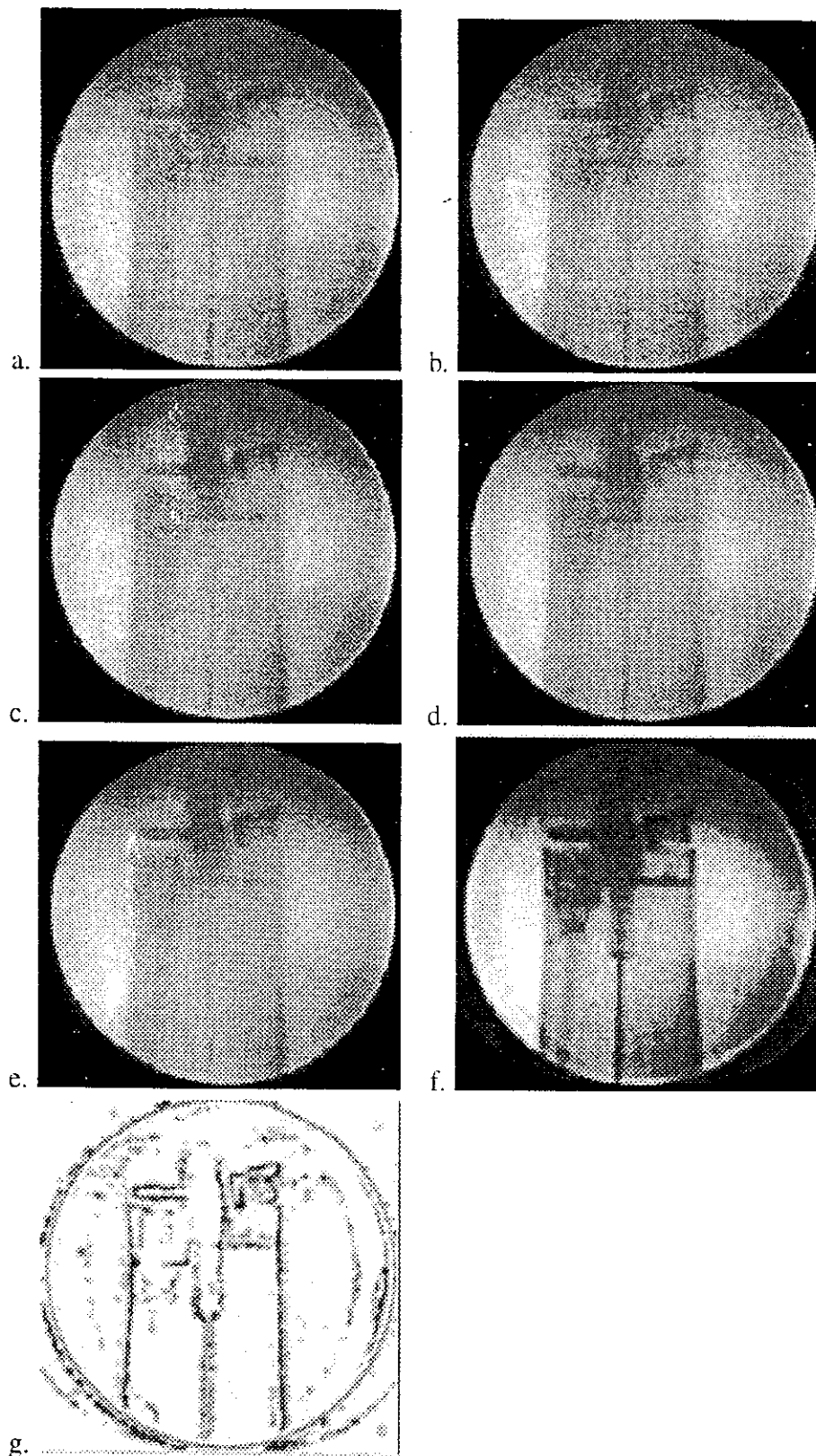
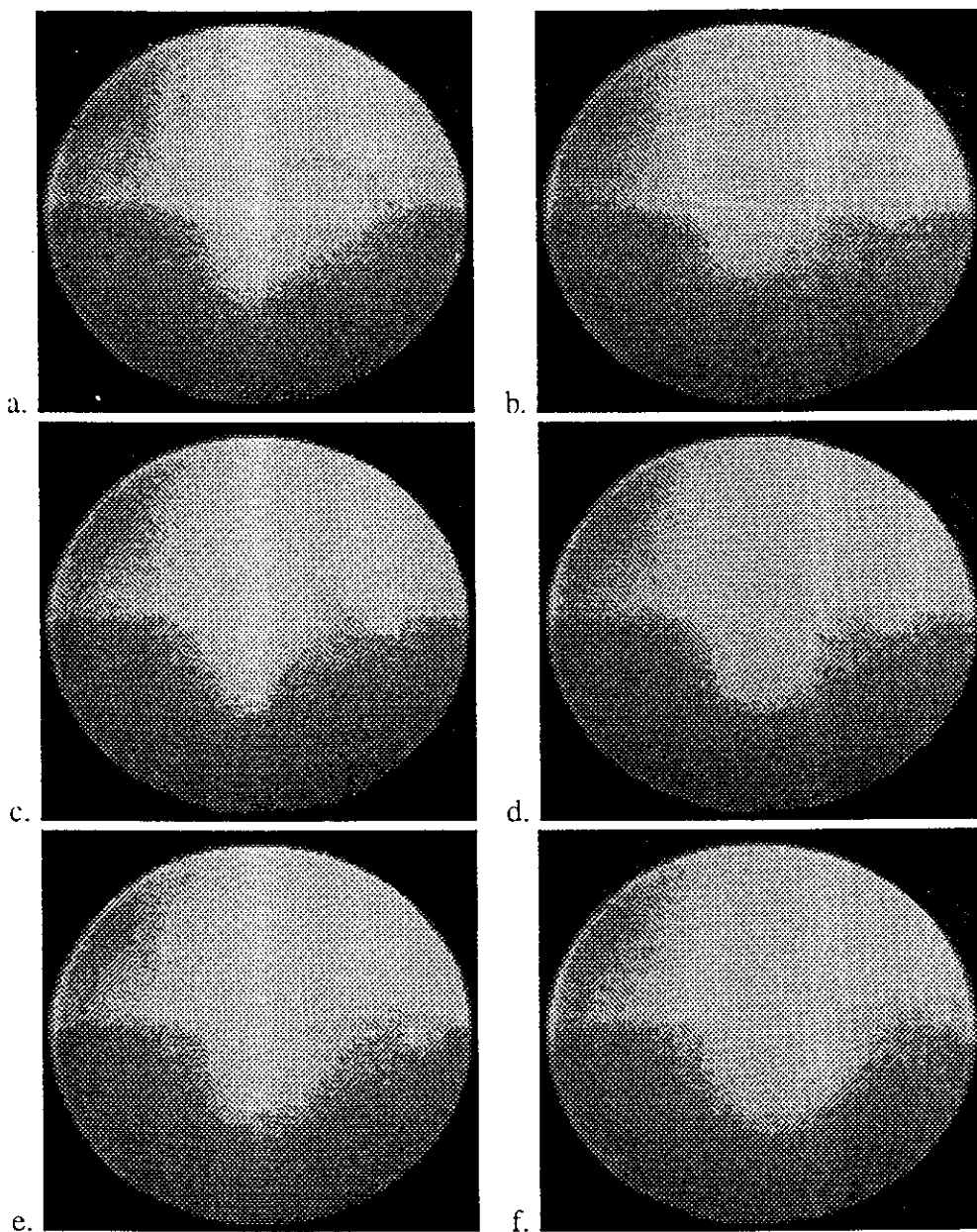


Figura 4.8: Imagens de um isqueiro: a. 1 imagem; b. 5 imagens; c. 15 imagens; d. 50 imagens; e. 120 imagens; f. equalização; g. suavização, detecção de bordas, equalização, inversão, realce

Dentre as imagens de eventos dinâmicos, foi selecionada aquela referente a turbulência na água induzida pela inserção de ar comprimido. Foi obtido um filme, gravado em fita cassete, que foi digitalizado posteriormente. Na figura 4.9 são mostradas imagens desta turbulência, que apresenta partes estáticas e partes dinâmicas.



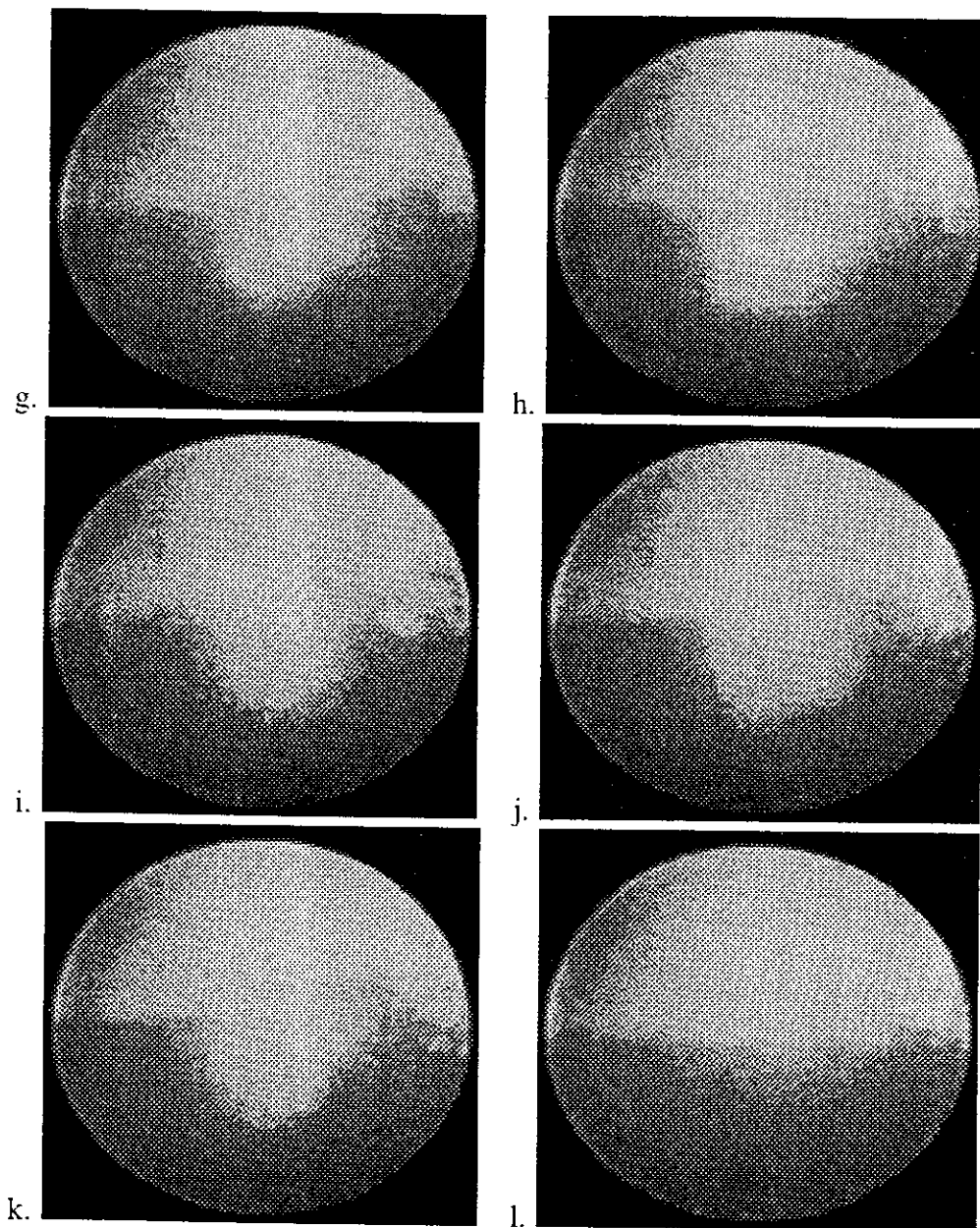


Figura 4.9: Imagens da turbulência criada na amostra de água

Para se observar somente a parte dinâmica, inicialmente, é necessário a obtenção de uma imagem máscara através da operação de média aritmética. Para esta finalidade, foram utilizadas 60 imagens estáticas deste filme, ou seja, antes de se iniciar a turbulência. A máscara resultante é mostrada na figura 4.10.

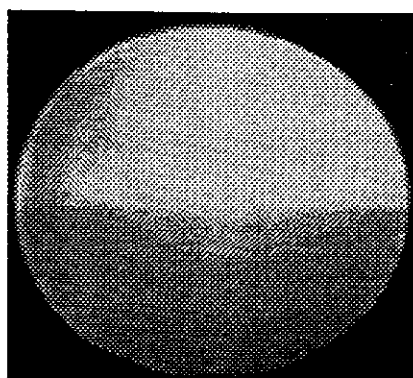
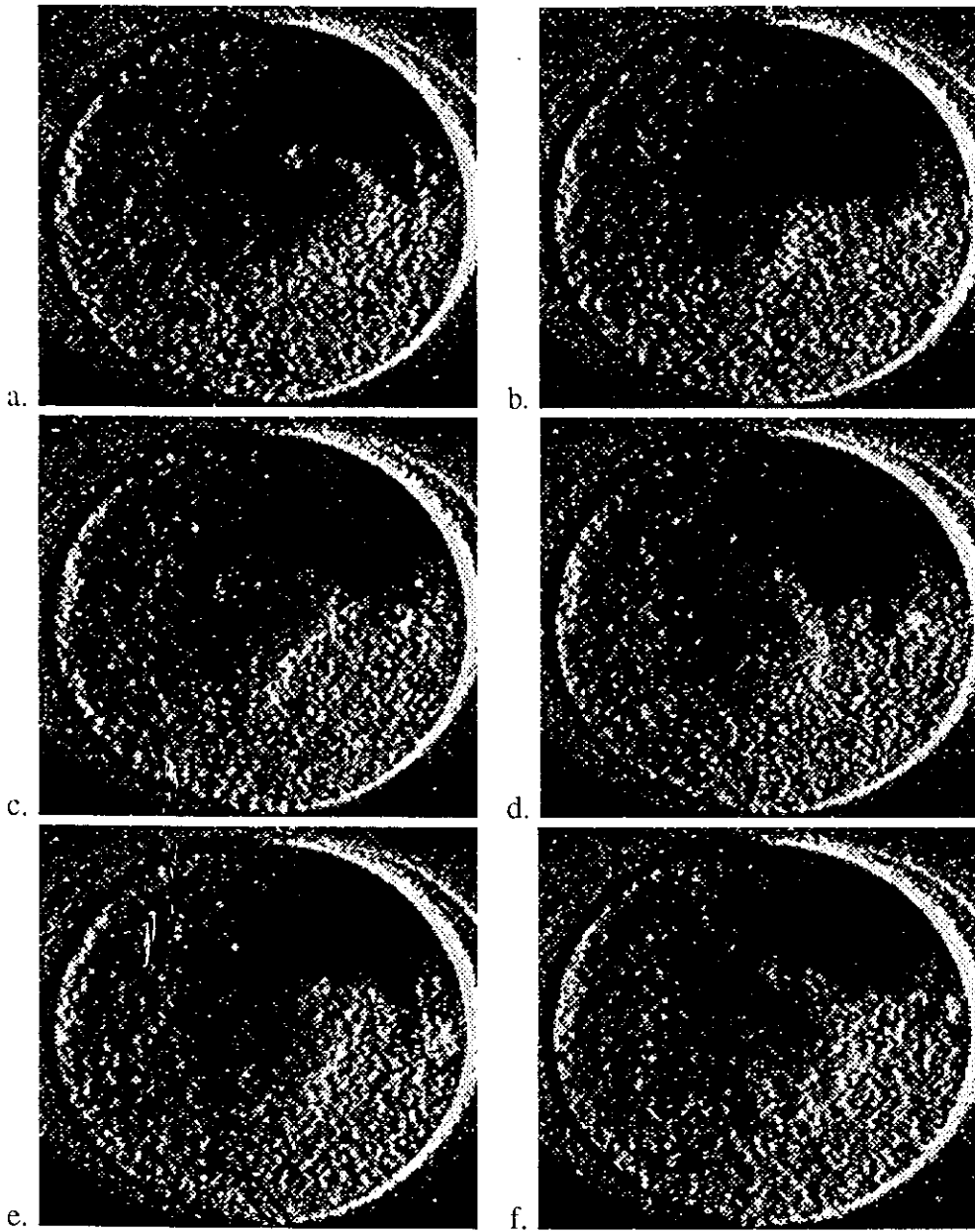


Figura 4.10: Imagem máscara da água - média aritmética de 60 imagens

Em seguida, através da operação de subtração de imagem máscara com média geométrica (fator de peso 0,4), foram então geradas as imagens dinâmicas, mostradas na figura 4.11.

A seqüência de imagens da figura 4.9 atesta a viabilidade do presente sistema para a inspeção de eventos dinâmicos. A turbulência da água pode ser claramente vista com bastante detalhes, inclusive gotas geradas pelo movimento, além de alterações na espessura da água, visíveis através da diferença dos níveis de cinza desta imagem. Apesar de terem sido obtidas a partir da gravação em fita cassete, fica claro que esta operação de subtração de imagem máscara com média geométrica é uma das mais importantes na radiografia com nêutrons em tempo-real, já que possibilita a visualização de todas as partes que sofrem modificação durante a inspeção.



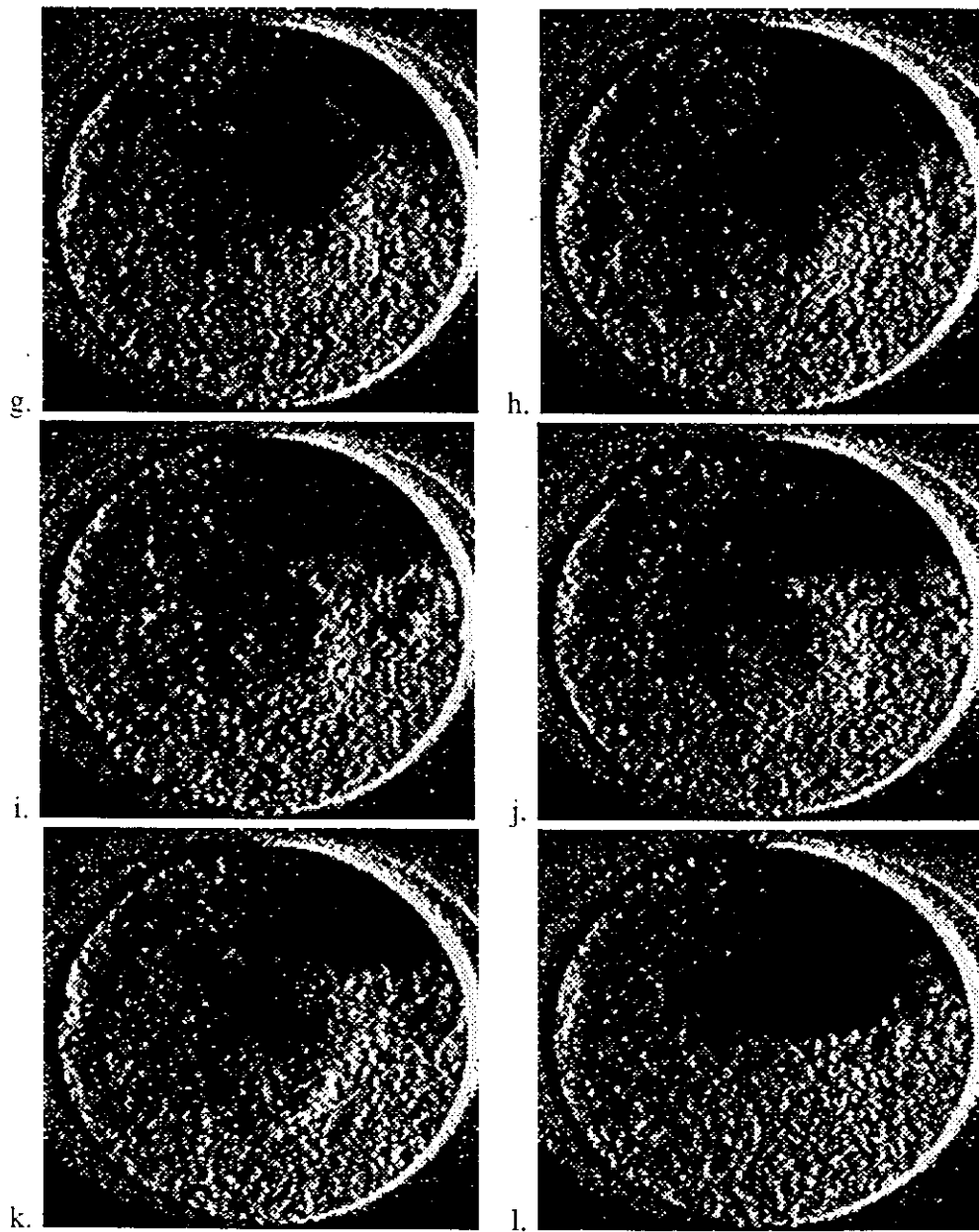


Figura 4.11: Média Geométrica das imagens dinâmicas, subtraídas da de um imagem da turbulência criada na amostra de água

Capítulo 5

Discussões e Conclusões

O sistema para radiografia com nêutrons em tempo-real empregado no presente trabalho está instalado, desde 1998, no interior da blindagem de um equipamento radiográfico que opera no canal de irradiação 08 do reator nuclear de pesquisas IEA-R1m. Este equipamento é uma versão atualizada de um antigo que está operacional desde 1988, o qual tem sido frequentemente utilizado para a inspeção de peças para diversos setores científicos e industriais do país bem como para o desenvolvimento de pesquisas nesta área. Dentre as principais modificações que foram realizadas neste equipamento destacam-se:

- a viabilização de uma área interna livre no interior da blindagem de $3m^2$ com um teto de $2m$, que além de acomodar o sistema em tempo-real, permite um fácil manuseio de amostras a serem radiografadas e propicia diversas posições de irradiação com uma contribuição desprezível da radiação- γ espalhada pelas paredes da blindagem, na formação da imagem;
- o aumento da espessura do filtro de bismuto para $25cm$, que permitiu a redução da energia efetiva do feixe de nêutrons para $7meV$. O principal motivo em se trabalhar com um feixe de baixa energia é que a tela cintiladora, sendo confeccionada em gadolínio, apresentará uma seção de choque para a absorção de nêutrons cerca de 2 vezes maior quando comparada com aquela para nêutrons térmicos. Desta forma, foi possível reduzir a espessura desta tela por um fator de ~ 2 em relação ao seu valor original, e manter a mesma eficiência para conversão nêutron-luz. Além disto esta redução propiciou uma menor eficácia para a sua propabilidade de detecção da radiação- γ presente no feixe de nêutrons. Assim, quando comparadas aos outros sistemas similares descritos na literatura que empregam nêutrons térmicos, as imagens analógicas capturadas pela câmera de vídeo do presente sistema, exibem uma melhor qualidade, como conseqüência da elevação da razão sinal/ruído desta tela.

Como parte do desenvolvimento deste trabalho, consta também a implementação de várias rotinas de programas de computador com a finalidade de se poder realizar diversas operações matemáticas nas imagens digitais.

Quanto à caracterização do sistema, o valor médio para a sensibilidade do equipamento, para o Lucite™, foi de $0,07\text{cm}$. Quando comparado com os dados da literatura para sistemas similares [27], que utilizam tipicamente feixes de nêutrons térmicos (25meV), comprova-se que o presente resultado é superior e reflete a elevada eficiência de conversão nêutron-luz da tela cintiladora para o presente espectro de nêutrons.

O resultado obtido para a resolução do equipamento ($440\mu\text{m}$), é inferior aos comentários obtidos em sistemas similares ($\sim 200\mu\text{m}$). Esta discrepância se deve a problemas no ajuste de foco e controle de luminosidade da câmera que são feitos manual e previamente à irradiação. Os resultados obtidos para a MTF demonstram claramente esta perda na qualidade na imagem, pela queda acentuada de seus valores a partir da frequência de $0,3\text{ linhas/mm}$.

Apesar de operacional, o presente sistema de tempo-real necessita de algumas modificações com a finalidade de se melhorar a qualidade das imagens obtidas. Estas modificações ficam como propostas para futuros trabalhos e são as seguintes:

- i. automatizar o sistema de controle de foco e de luminosidade da camera de vídeo.

Nas imagens ora obtidas, estes controles são manuais e as condições de foco e de luminosidade são fixadas antes de se iniciar a irradiação, não permitindo ajuste finos durante a captura das imagens. Este foi o principal motivo pelo qual os dados referentes à resolução do presente equipamento mostraram-se inferiores aos obtidos por outros autores em sistema similares.

- ii. adequar o computador disponível em termos de capacidade do disco rígido para que seja possível capturar imagens diretamente da câmera de vídeo.

A maioria das imagens apresentadas neste trabalho foi digitalizada após terem sido gravadas em fita cassete. Esta etapa de reprodução, como já mencionado, introduz ruído cuja conseqüência é a perda de qualidade da imagem capturada.

- iii. substituição da placa digitalizadora atual por uma que permita a realização de processamentos de imagens em tempo-real, ou seja, no ato de sua captura.

Para que esta sugestão seja realizada é necessário primeiramente que a anterior seja implementada. Como característica fundamental, esta nova placa

digitalizadora deve possuir sua própria unidade de processamento-CPU para ser capaz de realizar os processamentos de imagens "on-board" mediante um software de operação.

- iv. otimizar a caixa vedada contra luz, onde o LIXI está instalado, com relação à sua estanqueidade e substituição do atual espelho plano, por um de maior refletividade, confeccionado à base de TiO_2 .

Dentre os desafios do presente trabalho, um deles foi desenvolver um sistema para radiografias com nêutrons em tempo-real em um canal de irradiação radial, que permitisse a obtenção de radiografias com qualidade similar às obtidas em sistemas similares instalados em canais tangenciais. Os canais radiais não são desejáveis para esta finalidade pois, por estarem posicionados frontalmente ao núcleo do reator, possuem intrinsecamente elevados níveis de intensidade de radiação γ que, via de regra, prejudica e deteriora a qualidade da imagem radiográfica. A viabilização deste sistema foi possível mediante o emprego do filtro de bismuto que manteve a razão n/γ próxima a $10^6 n/cm^2 mrem$, muito acima do valor sugerido, de $10^5 n/cm^2 mrem$.

Com a implantação deste sistema ficam estabelecidas as condições para se obter imagens radiográficas com nêutrons em tempo-real bem como as características do equipamento. Como primeira aplicação prática deste sistema, o grupo de radiografia com nêutrons realizará, em futuro próximo, a inspeção da dinâmica do movimento de um líquido que simula o movimento do sangue no interior de um coração artificial desenvolvido pelo Instituto de Coração-INCOR. O presente sistema é adequado a esta aplicação, uma vez que se trata de um dispositivo composto por uma cavidade de titânio no interior da qual pulsa uma membrana de poliuretano.

Apêndice A

Códigos Fonte

A.1 Programa Média Aritmética de Imagens

O programa a seguir utiliza a biblioteca de programação ImageMagick e efetua a média aritmética de uma sequência de imagens.

O programa recebe como argumento um arquivo de instruções onde são especificados:

- O número de imagens a serem somadas
- O nome do arquivo de saída - média aritmética
- As imagens a serem somadas

O programa foi compilado e executado em uma máquina rodando o sistema operacional Linux (Debian/GNU Linux 2.2), com o compilador g++ (C++). O arquivo Makefile utilizado é mostrado em A.3.

```
-----somaquadros.cc-----
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include "magick.h"
#include <assert.h>

#define True 1
#define False 0
#define NUM_MAX_ARQUIVOS 500

struct Acumula {
    unsigned long red;
    unsigned long green;
    unsigned long blue;
    unsigned long length;
};
```

```
    unsigned long index;
};

int main(int argc, char *argv[])
{

    ImageInfo image_info;
    Image *media = new Image;;
    unsigned int linhas,colunas;
    register int runlength;
    Acumula* acum;
    char *arquivos[NUM_MAX_ARQUIVOS];
    FILE *finstr;
    const char token[] = "\000";
    char *arq_temp;
    char *inst_arq, *arq_saida;
    int j, num_imagens, i;
    unsigned long k ;
    Image *refer, *inicio, *img2, *image;
    RunlengthPacket *q, *md;
    QuantizeInfo qinfo;

    if (argc != 2 ) {
        printf("usage: %s arquivo_instrucoes\n" ,argv[0]);
        return -1;
    }
    if ( (finstr = fopen(argv[1], "r")) == NULL) {
        printf("Nao foi possivel abrir arquivo de instrucao %s\n
                Terminando\n\n", argv[1]);
        return -2;
    }
    arq_saida = (char *) malloc(sizeof(char) * FILENAME_MAX);
    fscanf(finstr, "%d", &num_imagens);
    fscanf(finstr, "%s", arq_saida);
    i = 0;
    while ( (!feof(finstr)
            && (i < num_imagens)
            && (i < NUM_MAX_ARQUIVOS) )
            ) {
        arquivos[i] = (char *) malloc(sizeof(char) * FILENAME_MAX);
        arq_temp = (char *) malloc(sizeof(char) * FILENAME_MAX);
        fscanf(finstr, "%s", arq_temp);
        arquivos[i] = strtok(arq_temp,token);
        i++;
    }
    fclose(finstr);

    GetImageInfo(&image_info);
```

```
(void) strcpy(image_info.filename, arquivos[0]);
image = ReadImage(&image_info);
if (image == (Image *) NULL)
    return -1;
if (
    UncondenseImage(image) )
    { printf("Image uncondensed\n"); }
SyncImage(image);
image->orphan = True;
media = CloneImage(image, image->columns, image->rows, False);
image->orphan = False;
acum = new Acumula[image->packets];
q = new RunlengthPacket[image->packets];
md = new RunlengthPacket[image->packets];

GetQuantizeInfo(&qtinfo);
qtinfo.number_colors = MaxColormapSize;
qtinfo.colorspace = GRAYColorspace;
qtinfo.tree_depth = image->depth;
SyncImage(image);
acum[0].red = 0;
acum[0].green = 0;
acum[0].blue = 0;
acum[0].index = 0;
acum[0].length = 0;
inicio = media;
for (j = 0; j < num_imagens ; j++) {
    (void) strcpy(image_info.filename, arquivos[j]);
    img2 = ReadImage(&image_info);
    if (img2 == (Image *) NULL)
        exit(-1);
    if (!UncondenseImage(img2))
        exit(-1);
    SyncImage(img2);
    if (img2->packets != image->packets) {
        printf("tamanhos diferentes; terminando...\n");
        exit(-1);
    }
    GetQuantizeInfo(&qtinfo);
    if (qtinfo.colorspace != GRAYColorspace){
        qtinfo.number_colors = MaxColormapSize;
        qtinfo.colorspace = GRAYColorspace;
        qtinfo.tree_depth = img2->depth;
        QuantizeImage(&qtinfo, img2);
        if (!UncondenseImage(img2))
            exit(-1);
        SyncImage(img2);
    }
    if (img2->packets != image->packets) {
```

```
    printf("tamanhos diferentes; terminando...\n");
    exit(-1);
}
q = img2->pixels;
runlength = q->length + 1;

for ( k = 0; k < (unsigned long) img2->packets; k++) {
    acum[k].red = acum[k].red + (unsigned long) q[k].red;
    acum[k].green = acum[k].green + (unsigned long) q[k].green;
    acum[k].blue = acum[k].blue + (unsigned long) q[k].blue;
    acum[k].index += (unsigned long) q[k].index;
    acum[k].length = 0;
}
DestroyImage(img2);
}

md = media->pixels;
/* j nunca igual a zero */
if (!j) j++;
k = 0;
for ( k = 0; k < (long) media->packets; k++) {
    md->red = (Quantum) ((acum[k].red +
        (unsigned long) (j >> 1)) / (unsigned long) j);
    md->green = (Quantum) ((acum[k].green +
        (unsigned long) (j >> 1)) / (unsigned long) j);
    md->blue = (Quantum) ((acum[k].blue +
        (unsigned long) (j >> 1)) / (unsigned long) j);
    md->index = (unsigned short)((acum[k].index +
        (unsigned long) (j >> 1)) / (unsigned long) j);
    md->length = 0;
    md++;
}
(void) QuantizeImage(&qtinfo, media);
SyncImage(media);
CondenseImage(media);
GetImageInfo(&image_info);
strcpy(image_info.filename, arq_saida);
SetImageInfo(&image_info, 0);
strcpy(media->filename, arq_saida);
if (! WriteImage(&image_info, media)) {
    printf( " erro gravando imagem %s\n", media->filename);
    return -1;
}
DestroyImage(media);
return 0;
}
-----
```


A.2 Programa Subtração de Máscara c/ Média Geométrica

O programa a seguir utiliza a biblioteca de programação ImageMagick e efetua a subtração de máscara. Primeiramente, é computada a média geométrica da imagem de entrada com o respectivo fator de peso e então a imagem média obtida é subtraída da máscara gerada anteriormente.

O programa recebe como argumento um arquivo de instruções e o fator de peso; no arquivo de instruções são especificados:

- O número de imagens a serem somadas
- O nome do arquivo de saída - média aritmética
- As imagens a serem somadas

O programa foi compilado e executado em uma máquina rodando o sistema operacional Linux (Debian/GNU Linux 2.2), com o compilador g++ (C++). O arquivo Makefile utilizado é mostrado em A.3.

```
-----subgeom.cpp -----
/* subgeom.cpp = realiza a subtracao geometrica de background */

#include <iostream>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include "magick.h"
#include <assert.h>

#define True 1
#define False 0
#define NUM_MAX_ARQUIVOS 500

struct myRLPacket {
    long red,green,blue,length,index;
};

int main(int argc, char *argv[])
{
    ImageInfo image_info;
    Image *media;
    unsigned int linhas,colunas;
    register int runlength;
    char *arquivos[NUM_MAX_ARQUIVOS];
    FILE *finstr;
    const char token[] = "\000";
    char *arq_temp;
```

```
char *inst_arq, *arq_saida, *arq_masc;
int j, num_imagens, i;
unsigned long k;
float peso;
Image *refer, *inicio, *img2, *image, *mascara, *nova_img;
RunlengthPacket *q, *md, *masc, *subtr, *gavg;
QuantizeInfo qinfo;

printf("Inicializacao Ok!\n");
if (argc != 3) {
    printf("usage: %s arq_inst fator_de_peso\n", argv[0]);
    return -1;
}
if ( (finstr = fopen(argv[1], "r")) == NULL) {
    printf("Nao foi possivel abrir arquivo de instrucao %s\n",
           argv[1]);
    return -2;
}

peso = 0.4; /* atof(*(argv[2])); */

if ((peso < 0.01) || (peso > 0.99) || (peso == 0)) {
    printf("peso deve ser maior que 0.01 e menor que 0.99\n\n");
    exit(-1);
}

arq_masc = (char *) malloc(sizeof(char) * FILENAME_MAX);
fscanf(finstr, "%d", &num_imagens);
fscanf(finstr, "%s", arq_masc);
i = 0;
while ((!feof(finstr) &&
        (i < num_imagens) && (i < NUM_MAX_ARQUIVOS))) {
    /* aloca espaco para o ponteiro arquivos */
    arquivos[i] = (char *) malloc(sizeof(char) * FILENAME_MAX);
    arq_temp = (char *) malloc(sizeof(char) * FILENAME_MAX);
    fscanf(finstr, "%s", arq_temp);
    arquivos[i] = strtok(arq_temp, token);
    i++;
}
fclose(finstr);

/* abre a imagem mascara e armazena os pixels em uma estrutura */
GetImageInfo(&image_info);
(void) strcpy(image_info.filename, arq_masc);
mascara = ReadImage(&image_info);
if (mascara == (Image *) NULL)
    return -1;
if (UncondenseImage(mascara)) {
    printf("Image uncondensed\n");
}
```

```
    }
    SyncImage(mascara);
    masc = new RunlengthPacket[mascara->packets];
    masc = mascara->pixels;
    gavg = new RunlengthPacket[mascara->packets];
    GetQuantizeInfo(&qtinfo);
    qtinfo.number_colors = MaxColormapSize;
    qtinfo.colorspace = GRAYColorspace;
    qtinfo.tree_depth = mascara->depth;
    SyncImage(mascara);

    for (j = 0; j < num_imagens ; j++) {
        (void) strcpy(image_info.filename, arquivos[j]);
        img2 = ReadImage(&image_info);
        if (img2 == (Image *) NULL)
            exit(-1);
        nova_img = CloneImage(mascara, mascara->columns,
                               mascara->rows, False);
        if (nova_img == (Image *) NULL){
            exit(-1);
        }
        if (!UncondenseImage(img2))
            exit(-1);
        SyncImage(img2);
        if (img2->packets != mascara->packets) {
            printf("tamanhos diferente: img2 = %ld
                    mascara = %ld \n",img2->packets,mascara->packets);
            exit(-1);
        }
        GetQuantizeInfo(&qtinfo);
        if (qtinfo.colorspace != GRAYColorspace) {
            qtinfo.number_colors = MaxColormapSize;
            qtinfo.colorspace = GRAYColorspace;
            qtinfo.tree_depth = img2->depth;
            SyncImage(img2);
        }
        q = new RunlengthPacket[img2->packets];
        if (q == NULL) {
            printf("nao foi possivel alocar memoria para q;
                    terminando ... \n");
            exit(-1);
        }
        q = img2->pixels;
        subtr = new RunlengthPacket[img2->packets];
        if (subtr == NULL) {
            cout << "nao foi possivel alocar memoria para subtr;
                    terminando ... \n";
            exit(-1);
        }
    }
}
```

```

runlength = q->length - 1;
gavg[0].red = (Quantum) (q[0].red)*peso;
gavg[0].green = (Quantum) (q[0].green)*peso;
gavg[0].blue = (Quantum) (q[0].blue)*peso;
gavg[0].index = (Quantum) (q[0].index)*peso;
gavg[0].length = 0;

for ( k = 1; k < (unsigned long) img2->packets; k++) {
    gavg[k].red = (Quantum) (q[k].red)*peso +
        gavg[k-1].red*(1 - peso);
    gavg[k].green = (Quantum) (q[k].green)*peso +
        gavg[k-1].green*(1 - peso);
    gavg[k].blue = (Quantum) (q[k].blue)*peso +
        gavg[k-1].blue*(1 - peso);
    gavg[k].index = (Quantum) (q[k].index)*peso +
        gavg[k-1].index*(1 - peso);
    gavg[k].length = 0;
}
img2->pixels = mascara->pixels;
nova_img->pixels = gavg;
/* chama funcao para efetuar subtracao imagens */
CompositeImage(nova_img, SubtractCompositeCp, mascara, 0, 0);
if (nova_img == NULL) {
    printf("erro ao clonar img2 (nova_img); terminando ... \n");
    exit(-1);
}
(void)QuantizeImage(&qtinfo, nova_img);
SyncImage(nova_img);
CondenseImage(nova_img);
GetImageInfo(&image_info);
sprintf(image_info.filename, "bg-%s", img2->filename);
SetImageInfo(&image_info, 0);
strcpy(nova_img->filename, image_info.filename);
if (! WriteImage(&image_info, nova_img) ) {
    printf("erro gravando imagem %s\n", nova_img->filename);
    exit(-1);
}
DestroyImage(nova_img);
DestroyImage(img2);
nova_img = 0;
img2 = 0;
subtr = 0;
q = 0;
}
return 0;
}

```

A.3 Arquivo Makefile

A seguir é mostrado o arquivo Makefile utilizado para a compilação dos programas de média aritmética e subtração de máscara.

```
-----Makefile-----
SHELL = /bin/sh

LDFLAGS = -L/usr/X11R6/lib -L/usr/lib -L/lib
LIBS = -lMagick -ltiff -lXt -lX11 -ljpeg -lXext \
      -lSM -lICE -lpng -lz -lnsl -lm

INC = -I/usr/X11R6/include/magick -I/usr/X11R6/include

CC = /usr/bin/g++
CFLAGS = -Wall -O2

COMPILE = $(CC) $(CFLAGS) $(INC)

LINK = $(CC) $(CFLAGS) $(LDFLAGS) $(LIBS) -o $@

.SUFFIXES:
.SUFFIXES: .S .c .lo .o .s .cc

somaquadrosc_OBJECTS = somaquadros.o

somaquadrosc_SOURCE = somaquadros.cc

subgeomcpp_OBJECTS = subgeomcpp.o

subgeomcpp_SOURCE = subgeomcpp.cc

somaquadros.o:
$(COMPILE) -c $(somaquadrosc_SOURCE)

subgeomcpp.o:
$(COMPILE) -c $(subgeomcpp_SOURCE)

clean:
rm -f *.o core *.core

somaquadrosc: $(somaquadrosc_OBJECTS)
$(LINK) $(somaquadrosc_OBJECTS)
```

```
subgeomcpp: $(subgeomcpp_OBJECTS)  
$(LINK) $(subgeomcpp_OBJECTS)
```

Bibliografia

- [1] Hisao Kobayashi. Present status and prospect of neutron radiography facilities in asia. In Hisao Kobayashi and Koh ichi Mochiki, editors. *Proceedings of the Second International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 377 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 1–10, 1996.
- [2] Guy Bayon. Present applications of neutron radiography in france. In S.Korner E.Lehmann, H.Pleinert, editor, *Proceedings of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 424 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 92–97, 1998.
- [3] Y.Saito, K.Mishima, T.Hibiki, A.Yamamoto, J.Sugimoto, and K.Moriyama. Application of high-frame-rate neutron radiography to steam explosion research. In S.Korner E.Lehmann, H.Pleinert, editor, *Proceedings of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 424 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 142–147, 1998.
- [4] E.Lehmann, H.Pleinert, T.Williams, and C.Pralong. Application of new radiation detection techniques at the paul scherrer institut, especially at the spallation neutron source. In S.Korner E.Lehmann, H.Pleinert, editor, *Proceedings of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 424 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 158–164, 1998.
- [5] L. E. Bryant and P. McIntire, editors. *Nondestructive Testing Handbook. Radiography and radiation*, volume 3. American Society for Nondestructive Testing, Columbus, Ohio, 1985.
- [6] M. O. Menezes. Development and Application of the Neutron Radiography Technique by Direct and Indirect Conversion Methods. Master's thesis, Universidade de São Paulo - USP, 1994.
- [7] P. Schofield, editor. *The Neutron and its Applications*, Bristol and London, England, September 1982. Institute of Physics.

- [8] I.I.Gurevich and L.V.Tarasov. *Low energy neutron physics*. Amsterdam, North Holland, 1968.
- [9] L.F.Curtiss. *Introduction to Neutron Physics*. D.Van Nostrand Company Inc., Princeton, NJ, USA, 1959.
- [10] J.M.Blatt and V.F.Weisskopf. *Theoretical nuclear physics*. John Wiley, New York, NY, USA, 1952.
- [11] N.D. Tyufyakov and A.S. Shtan. *Principles of Neutron Radiography*. Original Title: "Osnovy Neitronnoi Radiografii". Amerind Publishing Co. New Delhi, 1979. Translated from Russian.
- [12] C.F.Bonilla. *Nuclear engineering*. MacGraw-Hill, New York, NY, USA, 1957.
- [13] H. Kallman. Research 1: 254, 1948. In *J. of Physics E, Scientific Instruments*, volume 5, pages 497–510. 1972.
- [14] O. von Peter. Neutronen durchleuchtung - naturforschung, 1: 557-9, 1946. In *J. of Physics E, Scientific Instruments*, volume 5, pages 497–510. 1972.
- [15] R.T.P. Derbyshire J. Thewlis. Aere-m/tn-37, 1962. In A.R. Spowart, editor, *J. of Physics E, Scientific Instruments*, volume 5, pages 497–510. 1972.
- [16] Harold Berger. *Neutron radiography, methods, capabilities and applications*. Elsevier, New York, NY, USA, 1965.
- [17] M.R.Hawkesworth. Neutron radiography: Equipments and methods. *Atomic Energy Review*, 152:169–220, 1977.
- [18] J.P.Barton, L.E.Bryant, and P.Berry. Multi-purpose neutron radiography system. In *Proceedings of Fifth World Conference on Neutron Radiography*, Berlin, Ge, June 17-20 1996.
- [19] J.P.Barton, W.L.Sievers, and A.H.Rogers. Pantex neutron radiography system. In *Proceedings of Fifth World Conference on Neutron Radiography*, Berlin, Ge, June 17-20 1996.
- [20] P.Von der Hardt and H. Röttger, editors. *Neutron Radiography Handbook*. D.Reidel Publishing Co., Holland, 1981.
- [21] Hisao Kobayashi, Tetsuo Matsumoto, Masahito Matsubayashi, Jack S. Brenizer Jr, and John T. Lindsay. Experimental study of modification of neutron spectrum using filters. In Hisao Kobayashi and Koh ichi Mochiki, editors,

- Proceedings of the Second International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 377 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 37–40, 1996.
- [22] David J. Dowsett, Patrick A. Kenny, and R. Eugene Johnston. *The Physics of Diagnostic Imaging*. Chapman & Hall Medical, 1st edition, 1998.
- [23] A. Tsuruno and M. Matsubayashi. JRR-3M Neutron Radiography Facility. In *Proceedings of the Fifth International Symposium on Advanced Nuclear Energy Research. Neutrons as Microscopic Probes*, Mito, Ibaraki, Japan, 1993.
- [24] Harrison H. Barrett and William Swindell. *Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection and Processing*. Academic Press, revised edition, 1981.
- [25] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. *Digital Image Processing*. Addison-Wesley Pub. Co., Reading, MA, EUA, 1992. 716p.
- [26] Azriel Rosenfeld and Avinash C. Kak. *Digital Picture Processing*. Academic Press, 1976.
- [27] John T. Lindsay. *Development and Characterization of a Real-Time Neutron Radiography Facility*. PhD thesis, University of Missouri, May 1983.
- [28] K. R. Castleman. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, Inc., Upper Saddle River, New Jersey, USA, 1996. 667p.
- [29] H.A. Klasens. Measurement and calculation of unsharpness combinations in x-ray photography. *Philips Res. Rep*, 1:241–249, 1946.
- [30] A.A. Harms, B.K. Garside, and P.S.W. Chan. Edge-spread function in neutron radiography. *Journal of Applied Physics*, 43(9):3863–67, 1972.
- [31] John T. Lindsay. The mtf method for neutron radiography imaging system characterization. In *Proceedings of Sixth World Conference on Neutron Radiography*, Osaka, Japan, May, 17-21 1999.
- [32] Hisao Kobayashi and Yoshiaki Kiyonagi. Basic concept and characteristics of beam quality indicator for continuum neutron spectra. In Hisao Kobayashi and Koh ichi Mochiki, editors, *Proceedings of the Second International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 377 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 52–57, 1996.

- [33] H. Kobayashi. A correlated study between effective total macroscopic cross sections and effective energies for neutrons beams with continuous spectra. In E. Lehmann, H. Pleinert, and S. Korner, editors, *Proceedings of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 424 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 151–157, 1999.
- [34] Masahito Matsubayashi, John T. Lindsay, and Hisao Kobayashi. Preparation of a beam quality indicator for effective energy determinations of continuum beams: establishment of traceability. In S. Korner, E. Lehmann, H. Pleinert, editor, *Proceedings of the Third International Topical Meeting on Neutron Radiography*, volume 424 of *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, pages 165–171, 1998.
- [35] Lo I Yin, Jacob I. Trombka, and Stephen M. Seltzer. A portable x-ray imaging system for small-format applications. *Nuclear Instruments and Methods*, 158:175–180, 1979.
- [36] John T. Lindsay, John D. Jones, Charles W. Kauffman, and Bruce Van Pelt. Real-time neutron radiography using a lixi neutron imaging device. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A242:525–530, 1986.
- [37] Bruce Van Pelt and Joseph F. Plevak. The lixiscope: A portable x-ray fluoroscope. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A242:531–534, 1986.
- [38] Precise Optics, Inc., 239 South Fehr Way, Bay Shore - NY, 11706. *Instruction Handbook PVC525 PVC625 - High Performance CCTV Camera*.
- [39] John Cristy. Imagemagick - x11 image processing and display package, version 4.28. <http://www.wizards.dupont.com/cristy/ImageMagick.html>.
- [40] Khoral Research Inc. Khoros pro 2001. <http://www.khoral.com>.



M21993



instituto de pesquisas energéticas e nucleares

Travessa "R", nº 400 - Cidade Universitária - Butantã

São Paulo - CEP.: 05508-900

Tel.: (011) 3816-9000 - Fax.: (011) 212-3546

<http://www.ipen.br>

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.