

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA TOMOGRÁFICO 3D COM NÊUTRONS  
TÉRMICOS UTILIZANDO SISTEMA DE IMAGEM EM TEMPO REAL

Marcelo José Gonçalves

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS  
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS  
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS  
EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

---

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc

---

Dra. Maria Ines Silvani Souza, D.Sc

---

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc

---

Prof. Luis Fernando de Oliveira, D.Sc

---

Dr. Gevaldo Lisboa de Almeida, D.Sc

---

Prof. Hugo Reuters Schelin, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2008

GONÇALVES, MARCELO JOSÉ

Desenvolvimento de um sistema tomográfico 3d com nêutrons térmicos utilizando sistema de imagem em tempo real [Rio de Janeiro] 2008

VIII, 73 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, D.Sc., Engenharia Nuclear, 2008)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Física Nuclear Aplicada
2. Tomografia Computadorizada
3. Nêutrons Térmicos

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

*“ A coisa mais bela que o homem pode experimentar é o sentido do mistério. Ele é a fonte de toda a verdadeira arte e de toda a verdadeira ciência. Quem nunca experimentou essa sensação encontra-se como se estivesse morto: seus olhos estão fechados. Esse perscrutar nos mistérios da vida, ainda que confuso, deu vida a religião. Saber que, o que para nós é impenetrável, existe realmente e se manifesta com a mais alta sabedoria e a mais radiante beleza, que os nossos pobres sentidos conseguem perceber somente em suas formas mais primitivas. Essa consciência, esse sentimento, são a essência da verdadeira religiosidade.”*

*Albert Einstein*

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todas as pessoas que de forma direta ou indireta participaram do desenvolvimento deste trabalho, destacando entre elas:

Aos professores do LIN, em especial ao Ricardo Tadeu Lopes pela orientação, liberdade e confiança no decorrer da pesquisa.

A Maria Ines Silvani pela orientação direta, contribuindo com valiosas sugestões e demonstrando sempre confiança e dedicação.

Ao Gevaldo pelas discussões e sugestões científicas e pela confecção de algumas figuras (as mais bonitas).

A Rosanne pela prontidão na hora de ajuda.

Ao IEN e seus funcionários, destacando João pelo apoio na informática.

Ao LIN e seus funcionários pela parte computacional e eletrônica desse trabalho.

Aos Amigos Cláudio e Rodolfo pelo incentivo sempre demonstrado.

Aos meus pais pelo auxílio, incentivo e orgulho sempre demonstrado.

A Cristina, que presenciou vários momentos deste trabalho e, mesmo nas horas mais difíceis sempre encontrou uma forma de me incentivar.

E, não podia esquecer, a Deus, pois sem essa ajuda este trabalho não chegaria até aqui.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D. Sc.)

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA TOMOGRÁFICO 3D COM NÊUTRONS  
TÉRMICOS UTILIZANDO SISTEMA DE IMAGEM EM TEMPO REAL

Marcelo José Gonçalves

Março/2008

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Maria Ines Silvani Souza

Programa: Engenharia Nuclear

Nesta pesquisa foi desenvolvido um sistema de aquisição de imagem em tempo real utilizando nêutrons térmicos como radiação e uma tela cintiladora, especialmente para detecção dessas partículas, para ser utilizado em um sistema tomográfico em três dimensões. Com objetivo de viabilizar o desenvolvimento do projeto, inicialmente, foi introduzido no sistema uma camera fotográfica. Através da análise de imagens radiográficas, obtidas de objetos utilizados como padrões, foi possível caracterizar o sistema e definir parâmetros para a aquisição de uma câmera de vídeo (CCD) adequada para ser utilizada em um fluxo de nêutrons térmicos de  $4,46 \times 10^5 \text{ n.cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ , provenientes do reator Argonauta do Instituto de Engenharia Nuclear/CNEN. Uma metodologia para obter a curva MTF (Modulation Transfer Function), usualmente empregada para caracterizar um sistema de imagem, foi também desenvolvida neste trabalho utilizando um método experimental que usa padrões construídos com materiais transparentes e opacos a nêutrons térmicos. Através das imagens neutronográficas, os sistemas com CCD e câmera fotográfica foram caracterizados quantitativamente e comparados com um sistema neutronográfico convencional que emprega filmes radiográficos. As neutronografias obtidas foram utilizadas como projeções para reconstruir imagens 3D dos objetos inspecionados.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

DEVELOPMENT OF A 3-D THERMAL NEUTRON TOMOGRAPHIC SYSTEM  
USING A REAL-TIME IMAGE ACQUISITION SYSTEM

Marcelo José Gonçalves

March / 2008

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes

Maria Ines Silvani Souza

Department: Nuclear Engineering

A real-time image acquisition system, employing thermal neutrons as interrogating radiation and a neutron-sensitive scintillation screen, has been developed aiming at its utilization in a three-dimension tomographic system. In order to assure the feasibility of the project, the system has been previously equipped with a photo-camera to get radiographic images of test-objects. These images have been used to characterize the system, and to define the features of a CCD-based video camera sensitive enough to operate at the  $4,46 \times 10^5 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$  thermal neutron flux provided by the Argonauta reactor of the Instituto de Engenharia Nuclear. A methodology to obtain the Modulation Transfer Function (MTF), employed to characterize an imaging system, has been also developed by using specially designed collimators. The images acquired with the video and photographic cameras have been quantitatively characterized and compared with those ones obtained with a conventional neutron radiographic system. These images have been used as projections to reconstruct 3D images of the objects under inspection.

## ÍNDICE

1	Introdução.....	1
1.1	Considerações gerais .....	1
1.2	Objetivo do trabalho .....	1
1.3	Importância do trabalho .....	2
1.4	Revisão bibliográfica .....	3
2	Fundamentos teóricos .....	7
2.1	Tomografia computadorizada.....	7
2.1.1	Histórico das gerações.....	7
2.1.2	Definição.....	10
2.2	Interação dos nêutrons com a matéria .....	16
2.3	Sistema de detecção em tempo real .....	20
2.4	Desempenho do sistema .....	24
3	Metodologia.....	26
3.1	Sistema neutronográfico em tempo real.....	26
3.1.1	Fonte de radiação.....	26
3.1.2	Sistema de detecção.....	28
3.1.3	Software de aquisição de dados.....	33
3.1.4	Software de reconstrução de imagem.....	35
3.2	Desempenho do sistema tomográfico.....	37
3.3	Viabilização do sistema tomográfico.....	38
4	Resultados.....	40
4.1	Resultados neutronográficos.....	40
4.1.1	Sistema equipado com câmera fotográfica .....	40
4.1.1.1	Resultados quantitativos.....	40
4.1.1.2	Resultados qualitativos.....	42
4.1.2	Sistema equipado com câmera de vídeo .....	44
4.1.2.1	Resultados quantitativos.....	45
4.1.2.2	Resultados qualitativos.....	47

4.2 Resultados tomográficos.....	51
5 Discussão dos resultados.....	57
6 Conclusões e sugestões.....	61
Referências bibliográficas. ....	63
Apêndice.....	67

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Considerações Gerais

A tomografia computadorizada é uma técnica de ensaio não destrutivo que obteve grande avanço científico nos últimos anos, tornando-se cada vez mais eficiente. Um dos motivos desse avanço é o grande interesse e incentivo por parte da medicina e da indústria em obter informações da estrutura de um objeto sem a destruição do mesmo.

A tomografia computadorizada consiste em obter um mapeamento quantitativo do coeficiente de absorção de uma ou várias seções transversais de um corpo, através da atenuação da radiação. Associando-se cores ou tons de cinza aos valores obtidos, o resultado é uma imagem bi ou tridimensional se uma ou várias seções, respectivamente, foram inspecionadas.

Basicamente, um sistema tomográfico é constituído por um sistema fonte-detector, e as tomografias podem ser obtidas por transmissão, difração, espalhamento ou fluorescência de radiações. O método usado e as características do sistema são fatores que devem ser analisados de acordo com o corpo a ser inspecionado, levando em considerações suas dimensões e constituição.

Na tomografia por transmissão, o corpo é exposto a radiação e a fração transmitida através de todos os raios soma é detectada, fornecendo os dados para a obtenção de uma projeção. Realizando uma varredura do corpo por meio de intervalos angulares pre-estabelecidos, são obtidas as projeções necessárias para a reconstrução da imagem.

### 1.2 Objetivo do trabalho

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver um sistema de aquisição de imagem radiográficas 2D, em um tempo muito próximo do real, capaz de realizar

ensaios não destrutivos em processos dinâmicos. Para processos estáticos o sistema produzirá um conjunto de imagens 2D que são armazenadas em forma digital e posteriormente utilizadas como projeções para a reconstrução de tomografia 3D do objeto em análise. Em ambos os casos, será utilizada como fonte de radiação os nêutrons provenientes do reator Argonauta do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN/CNEN). Uma tela cintiladora especial, capaz de converter o impacto dos nêutrons em luz visível será utilizada como detetor. A imagem luminosa formada nessa superfície será então captada por uma câmera de vídeo de alta sensibilidade capaz de realizar uma integração temporal para a otimização da qualidade da imagem.

### 1.3 Importância do trabalho

A importância dos nêutrons em análise não-destrutiva é indiscutível, pois muitas vezes eles conduzem a diversas aplicações complementares àquelas atualmente não realizáveis por outros tipos de radiação. Em especial, o nêutrons térmico ( $E = 0,025$  eV), é fortemente atenuado em hidrogênio, portanto a inspeção de materiais hidrogenados é uma das maiores potencialidades dos nêutrons que os diferencia em relação aos raios X, por exemplo.

O desenvolvimento do sistema proposto possibilitará a inspeção de peças ou objetos em um intervalo de tempo muito pequeno, próximo do real, quando comparado com o sistema tradicional, que utiliza filme radiográfico. Essa redução no tempo de detecção permitirá investigações de sistemas dinâmicos além dos estáticos com a vantagem de ser imagens em um formato digital. Além disso, propiciará uma considerada redução na exposição de pessoas à radiação e de custos operacionais, visto que, nêutrons, geralmente são provenientes de um reator nuclear.

#### 1.4 Revisão bibliográfica

A partir da descoberta do nêutron em 1932 [KAPLAN, 1962], vários pesquisadores utilizaram esta radiação em técnicas de ensaios não destrutivos, em destaque a neutronografia (radiografia com nêutrons) e a tomografia computadorizada.

Em 1935, KALLMAN e KUHN (1942) observaram as potencialidades dos nêutrons ao desenvolverem a neutronografia. Somente em 1956, com a utilização do reator BEPO da HARWELL Inglaterra, THEWLIS (1956) demonstrou esta técnica com sucesso ao apresentar neutronografias de alta qualidade. Em 1965 foi publicado um livro onde são mostradas características, métodos e aplicações desta técnica [BERGER, 1965]. Desde então, vários trabalhos foram publicados demonstrando as potencialidades e particularidades da neutronografia. Em 1999, um estudo apresentou o uso da radiografia com nêutrons térmicos em campos diversificados como, agricultura, medicina, hidráulica, arqueologia e outros [MATSUBAYASHI, 1999].

Na década de 70, onde o sucesso da tomografia computadorizada já era notável, pesquisadores começaram a trabalhar nesta linha de pesquisa, porém utilizando nêutrons como fonte de radiação.

A tomografia computadorizada foi introduzida inicialmente por BOCAGE (1921), usando uma técnica denominada plano focal, resultando em imagens com baixa resolução e nitidez. No entanto, em 1957, TAKAHASHI apresentou um estudo onde era possível obter uma imagem com maior nitidez eliminando os planos indesejáveis responsáveis pelos defeitos na imagem; a esta nova técnica foi dada o nome de tomografia reconstrutiva. A partir daí, foram feitas várias publicações mostrando sua importância e diversas aplicações.

A tomografia computadorizada começou a evoluir cientificamente a partir de 1972, com a construção na Inglaterra do primeiro tomógrafo utilizando raios-X como fonte de radiação. Foi através deste equipamento que HOUNSFIELD (1973) obteve

uma imagem da seção transversal do corpo humano, resultando no Prêmio Nobel de Medicina em 1979 juntamente com CORMACK.

Com o incentivo da comunidade médica, pesquisadores desenvolveram tomógrafos com tempo de aquisição de dados otimizado, a fim de minimizar a exposição do paciente à radiação como CROWE, que em 1975 utilizou partículas carregadas; GREENLEAF que no mesmo ano usou ultra-som; KOEPE que em 1981 utilizou nêutrons; e GILBOY que usou radiação gama em 1984.

Várias pesquisas e teses em tomografia computadorizada foram realizadas no Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN) da Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), entre elas: BRAZ (1993) realizou análise de solo e de mistura asfáltica utilizando esta técnica com raios-X; PEREIRA (1991) desenvolveu uma comparação de uma tomografia com feixe de nêutrons térmicos com uma tomografia utilizando radiação gama, sendo publicado por LOPES e PEREIRA em 1994.

Um estudo detalhado da tomografia computadorizada, principalmente na área médica é apresentado por BROOKS et al (1976), onde são destacados trabalhos e publicações que mostram seu histórico e desenvolvimento.

O estudo da tomografia com nêutrons teve início em 1975, quando foi desenvolvido um detetor proporcional para nêutrons térmicos, onde o material conversor usado era formado por uma mistura de  $^3\text{He}$  com argônio [ALBERI, 1975]. Em 1978, o material conversor desse detetor foi substituído por uma folha de gadolínio natural de 10 $\mu\text{m}$  de espessura [JEAVONS, 1978].

Em 1990, KOBAYASHI desenvolveu um sistema radiográfico com nêutrons térmicos usando uma câmera de vídeo e uma tela conversora-cintiladora para converter a radiação em fótons de luz. Imagens obtidas com o sistema permitiram verificar as potencialidades e futuras otimizações. Um estudo parecido foi feito por CASALI em 1995, onde foram comparadas imagem neutrograficas obtidas com maquina fotografica e câmera de vídeo

Em 1992 LINDSAY desenvolveu uma metodologia para caracterizar sistemas de imagem utilizando nêutrons. São apresentados parâmetros responsáveis pelo desempenho de um sistema neutrográfico. LINDSAY propõe um método para

determinar a curva MTF (Modulation Transfer Function) e a partir desta a resolução espacial do sistema.

Uma aplicação de sistemas em tempo real usando nêutrons, foi realizada por ASANO (1996). Foram feitas inspeções para diagnóstico de defeito em equipamentos de refrigeração. As imagens possibilitaram observar o deslocamento do gás refrigerante na tubulação do sistema, localizando assim possíveis entupimentos.

Com objetivo de caracterizar telas cintiladoras, BRENIZER em 1997 obteve imagens neutrongráficas com camera de vídeo utilizando diversas telas cintiladoras com diferentes materiais conversores. Uma ampla comparação entre elas possibilitou a verificação de vantagens e desvantagens.

KOERNER em 2000 apresentou uma proposta para otimização de sistemas neutrongráficos usando câmera de vídeo. Neste trabalho são apresentados métodos para a escolha e desenvolvimento de um sistema em tempo real. Koerner fez uma seleção de parâmetros com objetivos de caracterizar telas cintiladoras e sistemas tomográficos.

Ainda neste ano, 2000, SOUZA, desenvolveu um sistema tomográfico computadorizado em duas dimensões utilizando um detetor pontual e como fonte de radiação nêutrons provenientes do reator Argonauta. Em 2001, SOUZA modificou o sistema, transformando-o em um sistema tomográfico de terceira geração, implantando um detetor sensível a posição, permitindo assim a aquisição de dados em tempo otimizado.

Em 2005, MILCZAREK, utilizou um sistema neutrongráfico em tempo real, para verificar o coeficiente de difusão de água em meios porosos e também verificar a dependência da densidade da água fervente dentro dos meios porosos.

Um trabalho realizado por LEHMANN, em 2005, permitiu comparar diferentes métodos de radiografia. Nesta pesquisa foram encontrados resultados com diversos sistemas neutrongráficos, entre eles o sistema de imagem em tempo real. Os resultados foram encontrados realizando inspeção em diversos materiais com diferentes coeficientes de absorção para essa radiação.

Na descrição deste trabalho são apresentados os fundamentos teóricos (Capítulo 2) dos conceitos que são utilizados, tais como interação dos nêutrons com a matéria, tomografia computadorizada, sistemas de detecção, sistema de imagem em tempo real.

No Capítulo 3 é apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento do trabalho e os parâmetros usados para a caracterização do sistema desenvolvido.

Os resultados obtidos são apresentados no Capítulo 4, onde, também feitas discussões e comparações.

O Capítulo 5 descreve as discussões dos resultados encontrados em algumas fases deste trabalho.

O Capítulo 6 apresenta as conclusões a respeito dos dados obtidos e a partir destes, sugestões para o desenvolvimento de trabalhos futuros.

## CAPITULO 2

### FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 2.1 Tomografia Computadorizada

##### 2.1.1 Histórico das gerações

Os sistemas tomográficos atuais são resultados de diversas tecnologias e otimizações que foram implantadas em sistemas precursores. Essas inovações são destacadas por meio de gerações.

Na primeira geração, – *rotação/translação* – o feixe de radiação emitido pela fonte é colimado e possui um mecanismo que possibilita a sua translação junto com o detetor, formando assim um conjunto de raios paralelos (figura 2.1). Após esse movimento, obtém-se dados de uma projeção do objeto em análise. Para realizar novas projeções é necessário a rotação do arranjo fonte-detetor ou do corpo em estudo. Este processo se repete em intervalos angulares, até completar um giro de 180°, para feixes paralelos ou 360° para feixes divergentes.

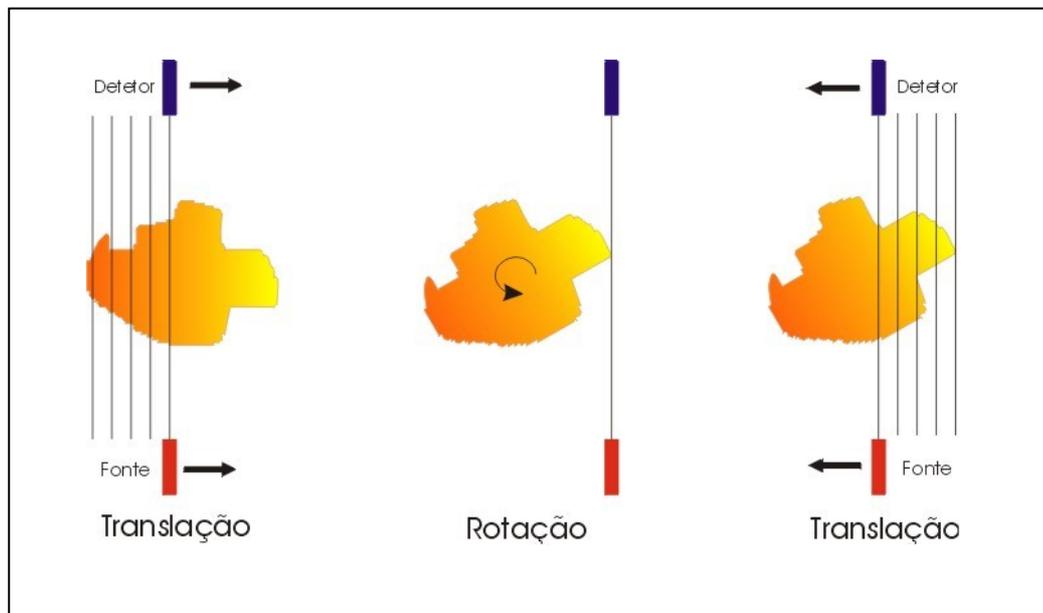


Figura 2.1– Geometria de um tomógrafo de primeira geração.

A segunda geração de tomógrafos – *rotação/translação* – ficou caracterizada pelo uso de um conjunto de detetores (30 a 100), tornando possível a coleta de diversos “raios-soma” em uma só translação. Esta modificação reduziu o número de translações necessárias para se realizar uma tomografia.

A otimização do tempo foi um fator que justificou a criação de novas gerações de sistemas tomográficos. O movimento de translação dos tomógrafos da primeira e da segunda geração, possuía um intervalo de tempo “morto” para a tomografia, pois, ao fim de cada projeção o arranjo fonte-detetor ou o objeto necessitava girar para então começar uma nova coleta de dados.

A terceira geração – *rotação/rotação* – teve o número de detetores aumentado (da ordem de 800) e distribuídos em um arranjo sob a forma de arco, com a dimensão necessária para o campo de radiação incidir em todo o objeto em estudo (figura 2.2). Essa geometria eliminou o movimento de translação dos tomógrafos anteriores.

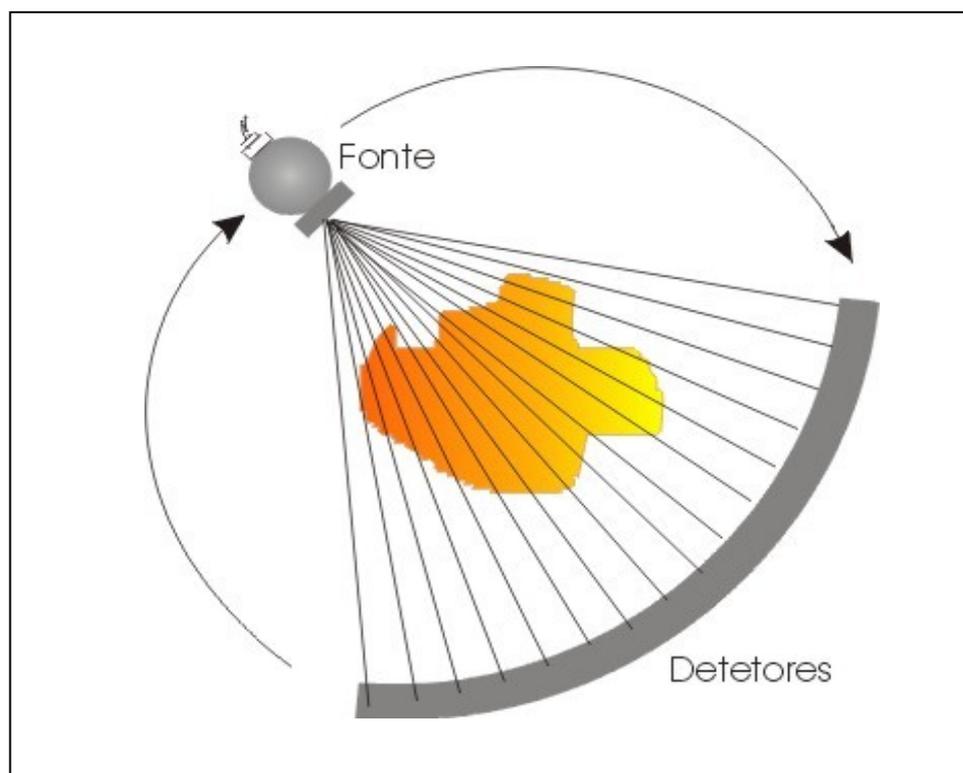


Figura 2.2 – Geometria de um tomógrafo de terceira geração. Os detetores são distribuídos em forma de arco e realizam um movimento circular com a fonte, gerando uma otimização do tempo em relação as gerações anteriores.

A necessidade de uma imagem com melhor qualidade e menos artefatos foi o grande incentivo para a criação da quarta geração de tomógrafos – *rotação/estacionário* –. Nesta geração os detetores ( entre 4000 e 5000) foram fixados em torno do objeto (figura 2.3), formando um círculo, enquanto que, a fonte de radiação possui mobilidade para realizar toda a varredura necessária para a realização da tomografia.

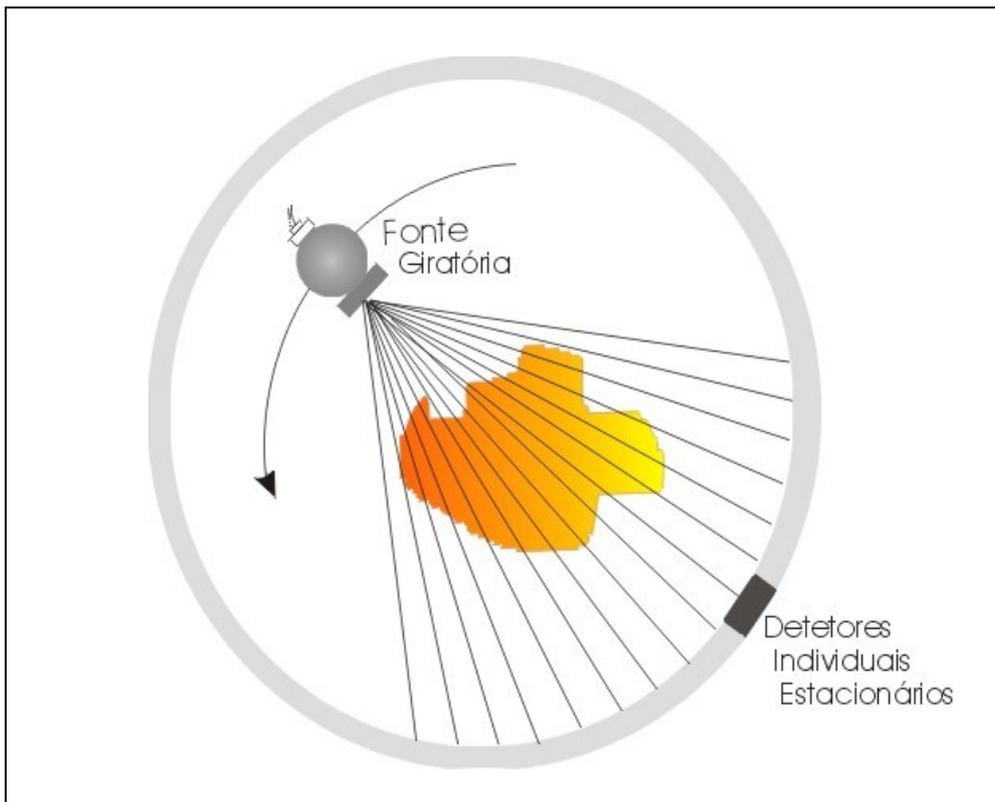


Figura 2.3 – Geometria de um tomógrafo de quarta geração.

A quinta geração – *estacionário/estacionário* – ficou caracterizada pelo uso de câmeras de vídeo acoplados a sistemas ópticos para a aquisição de dados. A utilização desses dispositivos permite a investigação de dados em um tempo muito próximo do real e ainda possibilita a obtenção de sinais digitais.

Em todas as gerações anteriores a esta, os dados obtidos em cada projeção, continham informações apenas de uma seção transversal do corpo. Nesta geração, a imagem, obtida pela câmera de vídeo, corresponde a uma projeção em duas dimensões, fator que viabiliza a tomografia computadorizada em três dimensões.

### 2.1.2 Definições e conceitos

A tomografia computadorizada (TC) consiste em uma técnica de ensaio não-destrutiva capaz de gerar uma imagem bidimensional de uma seção transversal de uma amostra, ou ainda como apresentado na Figura 2.4, uma imagem tridimensional se varias seções forem obtidas. Essa técnica pode ser realizada através de várias geometrias, podendo-se destacar a tomografia computadorizada por transmissão que é a utilizada neste trabalho. Neste tipo de tomografia a radiação que não é absorvida pelo corpo em inspeção é coletada e processada para a efetuar a construção da imagem.

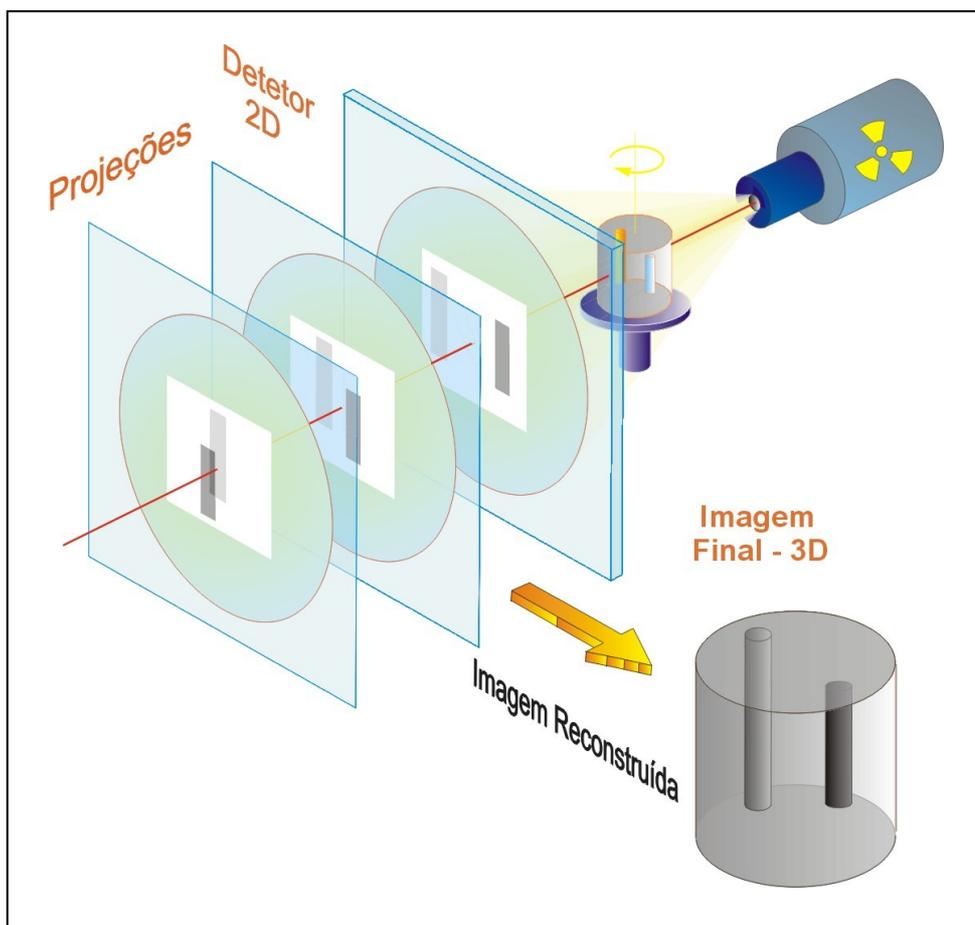


Figura 2.4 – Metodologia usada para a aquisição de dados de um tomógrafo de 3 dimensões.

Quando um feixe de radiação monoenergético de intensidade  $I_0$  incide em uma amostra de espessura “ $x$ ”, o feixe sofre atenuação ao longo do percurso no interior da

amostra devido aos efeitos produzidos pela interação com a matéria (espalhamento e absorção). É possível determinar a intensidade do feixe transmitido por meio da equação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (2.1)$$

onde  $\mu$  é coeficiente de atenuação do material, que é uma função da energia da radiação incidente e do material que constitui a amostra. Se a radiação incidente for de nêutrons, então  $\mu$  é substituído por  $\Sigma$ , que representa a seção de choque macroscópica total.

É necessário o uso de um sistema de coordenadas para mapear uma seção transversal da amostra (Figura 2.5), porque ela pode não ter uma estrutura interna homogênea; se isto ocorre, cada ponto desta seção transversal apresentará um coeficiente de atenuação definido por  $\mu(x,y)$ . Desta forma a Equação 2.1 pode ser reescrita como:

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_{y_1}^{y_2} \mu(x,y) dy} \quad (2.2)$$

onde  $y_1$  e  $y_2$  são os limites da integração de  $\mu(x,y)$  ao longo do caminho percorrido (raio soma) pelo feixe de radiação.

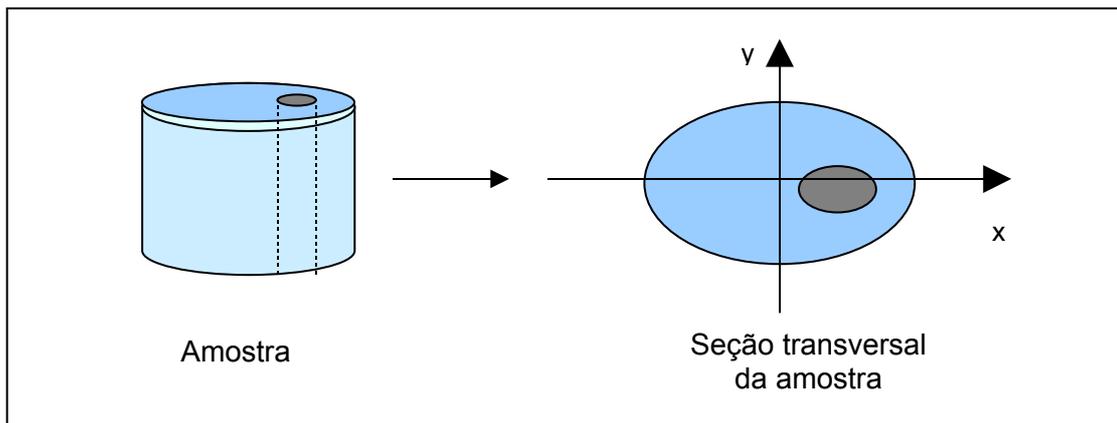


Figura 2.5 – Sistema de coordenadas criado para mapear uma a seção transversal da amostra.

Na prática  $\mu(x,y)$  é calculado em um número finito de pontos, passando a ser uma função discreta definida por

$$I_j = I_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^n \mu(x_i, y_j) \Delta y} \quad (2.3)$$

Uma projeção do corpo pode ser obtida fazendo uma varredura de raios soma na amostra ao longo do eixo  $x$ , como mostra a Figura 2.6.

Outras projeções podem ser obtidas fazendo o objeto ou o sistema fonte-detetor girar de um ângulo  $\alpha$  em relação a projeção anterior, resultando assim uma projeção para cada ângulo  $\alpha$  (Figura 2.7). Para uma fonte de radiação que emite feixe paralelos é necessário que o valor de  $\alpha$  varie de  $0^\circ$  a  $180^\circ$ , pois a partir desta angulação os resultados se repetem, como mostra a Figura 2.8. A atenuação sofrida pela radiação quando  $\alpha = 0^\circ$  é igual a atenuação sofrida quando  $\alpha = 180^\circ$ . No entanto, se a fonte for pontual, emitindo um feixe de radiação divergente, o valor de  $\alpha$  deverá variar de  $0^\circ$  a  $360^\circ$ .

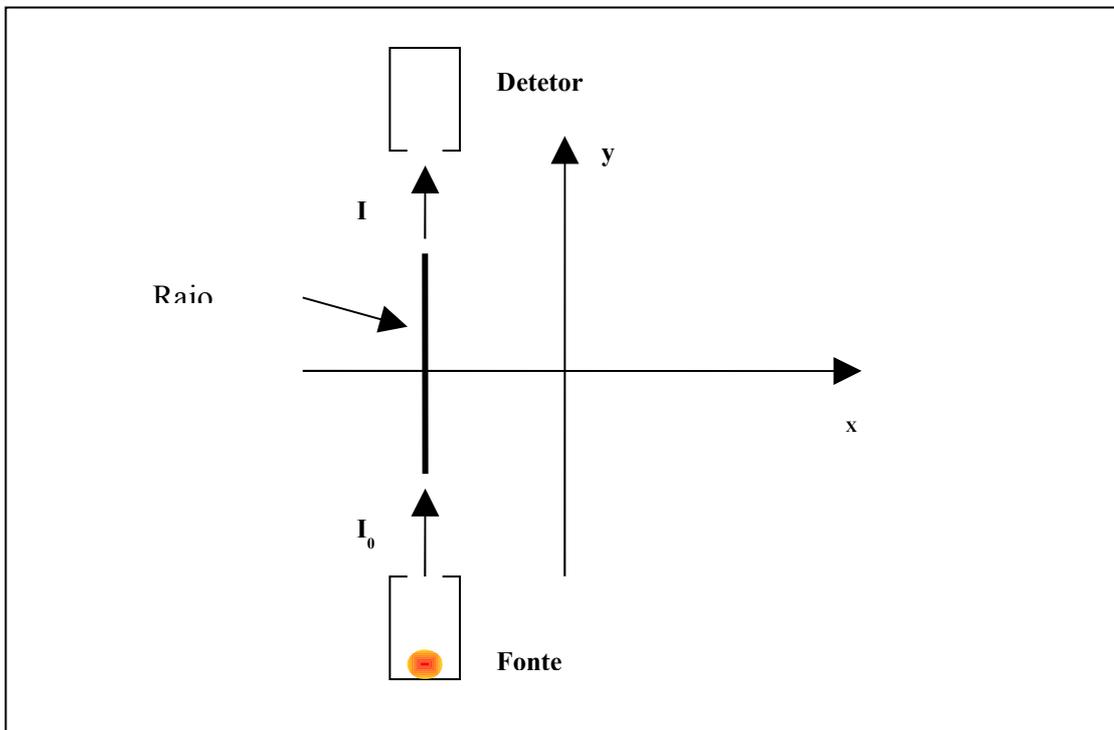


Figura 2.6 – Geometria da trajetória da radiação no interior do corpo (raio soma).

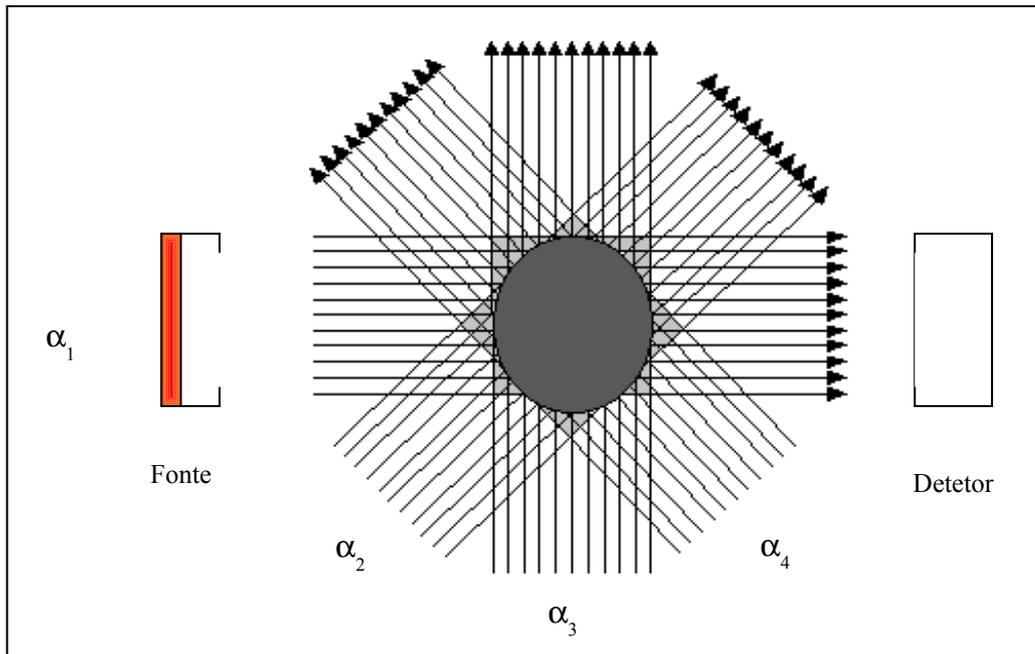


Figura 2.7 – Quatro projeções de um corpo de prova, cada um formado por um conjunto de raios soma e um dado ângulo  $\alpha_n$ .

O resultado desse processo gera um conjunto de dados que representam as atenuações sofrida por cada raio soma em cada projeção. A reconstrução de imagem consiste basicamente em encontrar o valor de cada  $\mu(x,y)$  a partir desses dados.

A reconstrução de imagem envolve uma matemática complexa que geralmente necessita do auxílio de um computador para sua realização. Devido à evolução da tomografia computadorizada e aplicação desta técnica em várias áreas existe uma vasta literatura, que expõe diversas técnicas de reconstrução de imagem, podendo citar; BROOKS et al, (1976), LOPES (1988), BARROSO (1997).

Existem vários métodos matemáticos desenvolvidos utilizando algoritmos para a reconstrução da imagem. Esses métodos podem ser classificados em dois grupos: analítico e algébrico. O método algébrico envolve basicamente a resolução de um sistema de equações lineares, enquanto que o método analítico, usado nesta

pesquisa, é baseado na reconstrução pela retroprojeção de cada perfil obtido através de uma projeção. Uma comparação realizada entre esses métodos mostra que o método analítico ganha em precisão e em velocidade de processamento, o que o torna o método mais utilizado na reconstrução de imagens.

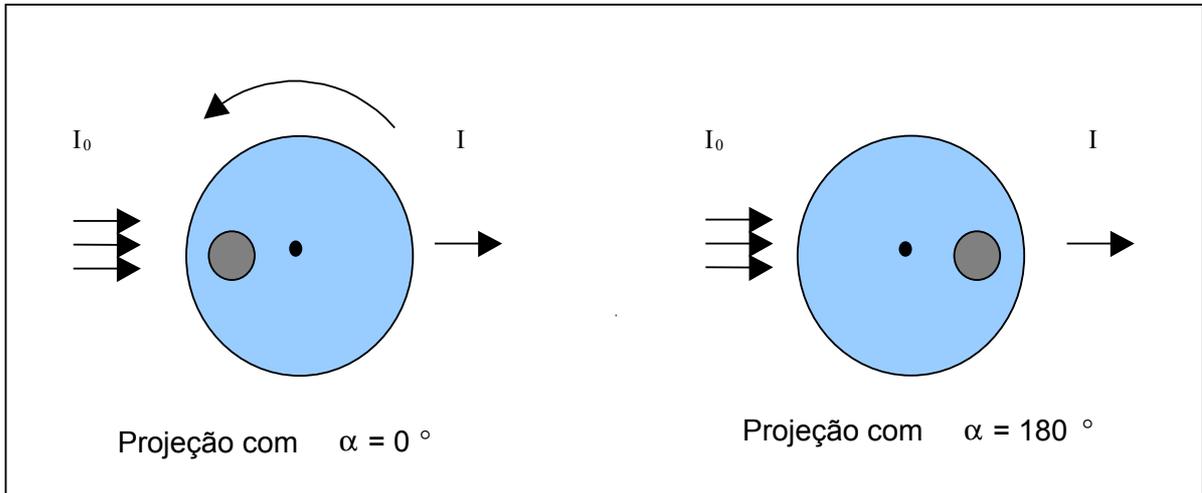


Figura 2.8 – Comparação da atenuação da radiação em duas projeções,  $\alpha=0^\circ$  e  $\alpha=180^\circ$ .

O método analítico usado neste trabalho é o de retroprojeção filtrada, onde a informação do perfil contida em cada raio soma é retroprojetada sobre o plano da imagem (figura 2.9a). Após a retroprojeção de todos os raios soma, obtém-se uma imagem estrelada (borrada). Este efeito é resultado da contribuição de cada perfil ao ser retroprojetado.

Para eliminar estas contribuições indesejáveis é necessário o uso de uma função filtro por convolução. Antes do perfil ser retroprojetado, este filtro introduz valores negativos nos resultados obtidos de cada projeção, que após serem retroprojetados cancelarão os artefatos ao redor do objeto. Desta forma é possível a obtenção de uma imagem sem o formato de estrela (Figura 2.9b).

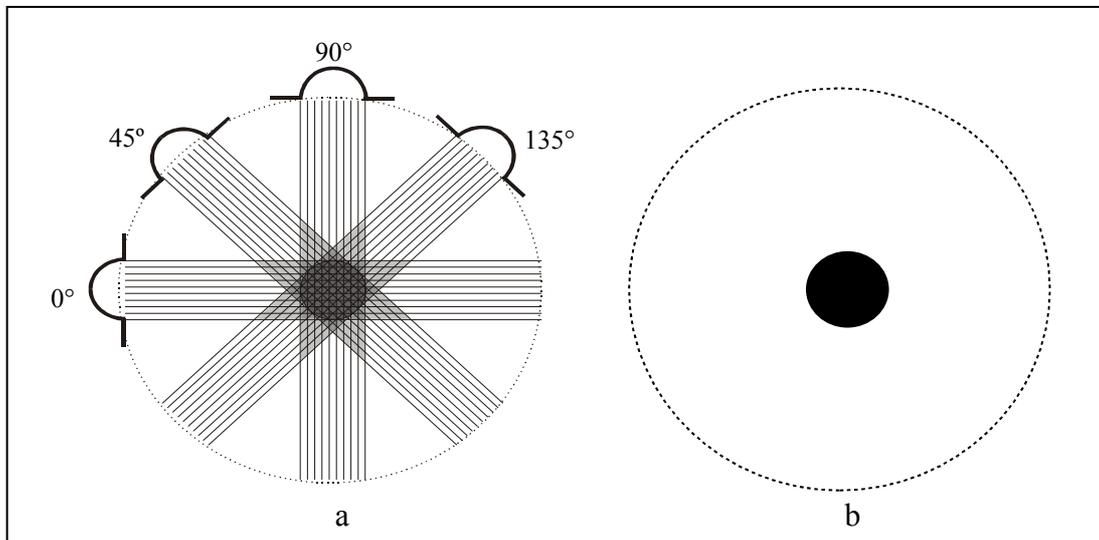


Figura 2.9 – Retroprojeção simples de 4 perfis de um objeto circular (a). Imagem obtida através da reconstrução filtrada, sem os artefatos em forma de estrela (b).

## 2.2 Interação dos nêutrons com a matéria

A interação dos nêutrons com a matéria não é de origem coulombiana, pois tais partículas são desprovidas de cargas elétricas. Os processos de interações dessas partículas ocorrem diretamente com o núcleo dos átomos. A Figura 2.10 mostra as possíveis interações dos nêutrons com a matéria. O espalhamento é dito elástico se após a colisão o nêutron e o núcleo alvo sofrerem apenas mudanças nas direções de seus movimentos, sendo preservado o estado quântico e ocorrendo a conservação da energia [CHUNG, 2001]. Se após a colisão, não ocorrer a preservação do estado quântico, teremos a liberação de energia de excitação por emissão de radiação, com sua magnitude igual a diferença das energias do núcleo antes e depois da colisão, neste caso a colisão é dita inelástica.

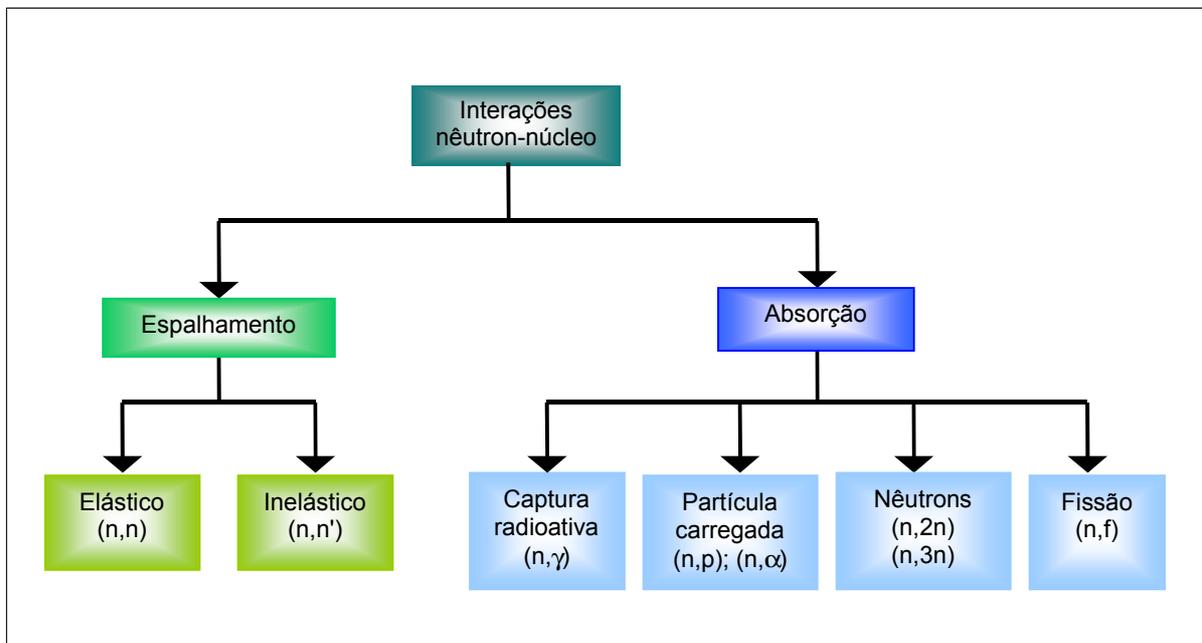


Figura 2.10 – Possíveis interações dos nêutrons com a matéria

As reações de absorção ocorrem quando o núcleo alvo captura o nêutron, ficando assim em um estado excitado. A desexcitação pode ser realizada através da emissão de fótons (captura radioativa), partículas carregadas, nêutrons ou fragmentos do núcleo (fissão) [GONÇALVES, 2003].

Os nêutrons, em função de suas energias, são divididos em rápidos e lentos [BERGER, 1965]. Nêutrons com energia maior que 10 KeV são denominados rápidos e lentos são aqueles com energia abaixo desse limite. Os nêutrons lentos são subdivididos: com energia de 0 até 0,01 eV são ditos “frios”, de 0,01 eV a 0,3 eV são “têrmicos” e de 0,3 eV a 10 KeV são denominados “epitêrmicos”.

A perda de energia de um nêutron ocorre em geral durante uma colisão, onde parte da energia é transferida para o núcleo alvo. Essa perda de energia  $E'$  do nêutron por colisão é dada por [REILLY et al, 1991]:

$$E' = \frac{2EA}{(A+1)^2} \quad (2.4)$$

onde  $A$  representa a massa atômica do núcleo alvo.

Esta equação justifica o fato de alguns materiais com baixa massa atômica (materiais hidrogenado) serem “bons” moderadores, ou seja, a perda de energia dos nêutrons após a colisão com alvos formados por essas substâncias é “grande”. Pode-se observar essa propriedade na Tabela 2.1 [REILLY et al, 1991], onde é apresentado o número de colisões elásticas de nêutrons com determinados núcleos, para reduzir sua energia de 2 MeV para 0,025 eV.

Tabela 2.1 – Número de colisões para reduzir a energia dos nêutrons de 2 MeV para 0,025 eV

Elemento	Massa atômica	Número de colisões
Hidrogênio	1	27
Deutério	2	31
Hélio	4	48
Berílio	9	92
Carbono	12	119
Urânio	238	2175

A interação dos nêutrons com a matéria possui uma probabilidade de ocorrência, definida pela seção de choque microscópica que é obtida através da soma das seções de choque das possíveis interações. Os valores da seção de choque para

interações de absorção ou espalhamento são funções da energia do nêutron-projétil, do número de massa e do número atômico do núcleo alvo.

O poder de penetração dos nêutrons em uma amostra formada por diversos elementos está associado à seção de choque macroscópica  $\Sigma$ , que é definida como o produto  $N \cdot \sigma$ , onde  $N$  é o número de átomos por unidade de volume e  $\sigma$  é a seção de choque microscópica total. Daí, pode-se escrever:

$$\Sigma (cm^{-1}) = N(cm^{-3}) \times \sigma (cm^2) \quad (2.5)$$

Considerando uma amostra de espessura  $x$  e seção de choque  $\Sigma$  sendo atingida por um feixe paralelo de nêutrons de intensidade  $I_0$  e energia  $E$ , pode-se obter a intensidade  $I$  do feixe transmitido ao longo da amostra por meio da equação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\Sigma x} \quad (2.6)$$

onde  $\Sigma$  é a seção de choque macroscópica total, ou seja, é a soma das seções de choque de todos os elementos que constituem a amostra.

Um dos pontos mais importante deste trabalho está associado a atenuação do feixe incidente ao atravessar uma amostra, pois através do feixe transmitido é possível obter informações sobre a estrutura do objeto, ao longo de sua respectiva trajetória. Se esta atenuação ultrapassar o limite de aproximadamente 90%, ocorrerá perda de informação sobre a estrutura do objeto. Dessa forma, pode-se determinar a espessura “ideal” de um objeto para ser inspecionados com nêutrons térmicos por:

$$0,1 \cdot I_0 = I_0 \cdot e^{-\Sigma x}$$

Resolvendo esta equação para  $I_0$ , tem-se:

$$\Sigma x \cong 2,3$$

A Tabela 2.2 mostra a espessura  $x$ , de alguns elementos ou misturas com seção de choque  $\Sigma$ , necessária para atenuar um feixe de nêutrons em 90%, devido as interações de absorção e ou espalhamento.

Tabela 2.2 – Espessura de uma material para atenuar um feixe de nêutrons em 90%

Material	$x$ (mm)
Gadolínio	0,017
Cádmio	0,169
Ouro	5,000
Nylon	7,300
Acrílico	8,800
Ferro	23,00
Teflon	79,00
Chumbo	81,00
Alumínio	265,0
Silício	287,0

Um comportamento que evidencia a utilização dos nêutrons é mostrado na Figura 2.11. Trata-se de uma comparação do coeficiente de absorção de massa, para raios X e para nêutrons térmicos, em função do número atômico. Nota-se que para os raios X o comportamento do coeficiente de atenuação é bem resolvido em função do número atômico. No entanto, para nêutrons térmicos, este comportamento apresenta uma variação aleatória.

Um exemplo de corpo de prova apropriado para se utilizar em um sistema tomográfico com nêutrons térmicos e obter um contraste aceitável, é associar elementos com alta seção de choque (cádmio, gadolínio) com o alumínio.

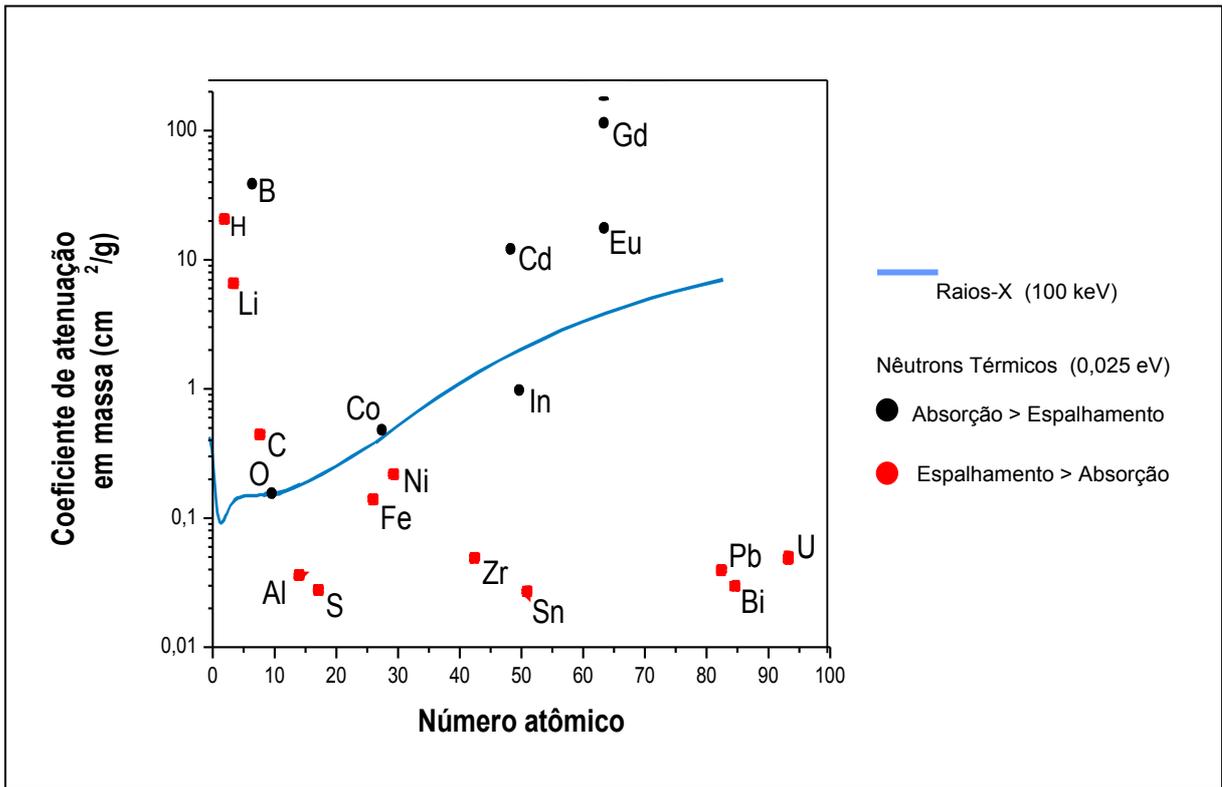


Figura 2.11 - Comparação do coeficiente de absorção de massa para raios X e para nêutrons térmicos, em função do número atômico de diversos elementos

### 2.3 Sistema de detecção em tempo real

Um sistema de detecção de radiação em tempo real, em geral, é constituído por uma tela cintiladora, capaz de transformar a energia da radiação transmitida através do objeto em fótons de luz visível, e um dispositivo para coletar essa luz.

Para sistemas que utilizam nêutrons como fonte de radiação, as telas devem também possuir uma função de conversão, transformando assim, nêutrons em partículas carregadas. A tabela 2.3 mostra algumas reações nucleares de elementos usados na conversão dos nêutrons.

Quando o nêutron interage com o material conversor, os produtos provenientes da reação nuclear transferem sua energia para os elétrons do cristal, resultando na elevação do elétrons de sua posição normal, na banda de valência, para a

banda de condução. O retorno do elétron para a banda de valência ocorre com a emissão de um fóton de alta energia fora da faixa de luz visível, gerando assim um processo ineficiente.

As substâncias ativadoras existentes na tela criam estados de energia intermediários entre as duas bandas. Dessa forma o elétron excitado, na banda de condução, pode perder parte de sua energia passando para um dos estados excitados do ativador e decair para o estado fundamental com a emissão de um fóton de luz com energia na faixa visível [GONÇALVES,2005]. A Figura 2.12 esquematiza este processo.

Tabela 2.3 – Materiais conversores usados na detecção de nêutrons térmicos.

Elemento conversor	Reação
$^{10}\text{B}$	$^{10}\text{B} + \text{n} \longrightarrow ^7\text{Li}^* + \alpha + 2,31 \text{ MeV} (93,9 \%)$
	$^{10}\text{B} + \text{n} \longrightarrow ^7\text{Li} + \alpha + 2,79 \text{ MeV} (6,1 \%)$
$^6\text{Li}$	$^6\text{Li} + \text{n} \longrightarrow ^3\text{He} + \alpha + 4,786 \text{ MeV}$
$^3\text{He}$	$^3\text{He} + \text{n} \longrightarrow ^3\text{H} + \text{p} + 0,764 \text{ MeV}$
$^{\text{nat}}\text{Gd}$	$^{157}\text{Gd} + \text{n} \longrightarrow ^{158}\text{Gd}^* + \text{e}^- + \gamma\text{'s}$
	$^{155}\text{Gd} + \text{n} \longrightarrow ^{156}\text{Gd} + \text{e}^- + \gamma\text{'s}$

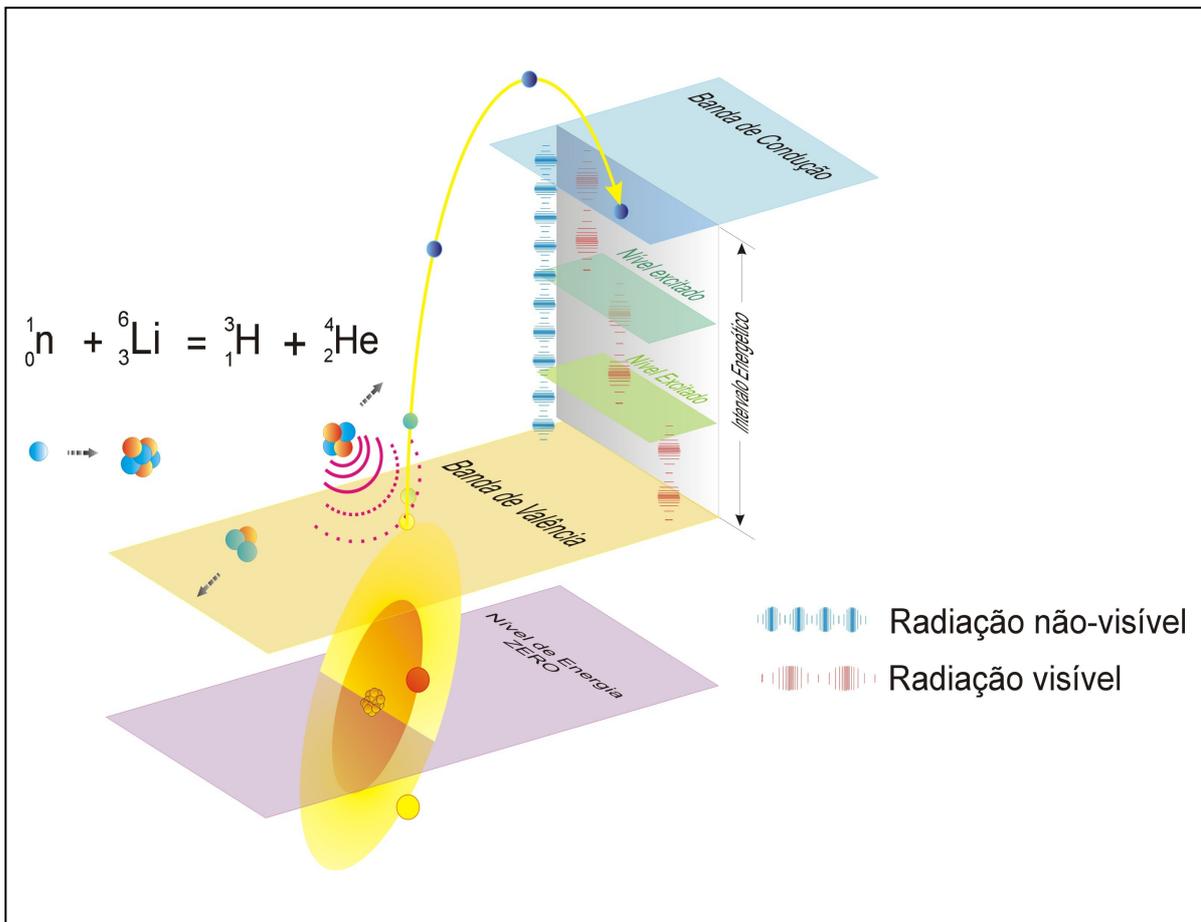


Figura 2.12 – Estrutura das bandas de energia de um cintilador ativado

Para capturar a luz emitida pela tela cintiladora é necessário o uso de uma camera de vídeo digital adequada para o tipo e intensidade da luz. O funcionamento de uma câmera digital é similar ao funcionamento das câmeras comuns, basicamente ambas se encarregam de capturar e focalizar a imagem em um anteparo sensível a luz, onde a imagem pode ser armazenada para a posteridade. A diferença reside exatamente no processo de armazenagem da imagem. No caso da câmera comum, a armazenagem se dá em um filme que altera sua composição química em função da exposição à luz. Na câmera digital, existe um dispositivo eletrônico, conhecido como CCD (Charge-Coupled Device), que converte a intensidade da luz que incidem sobre ele em valores digitais armazenáveis na forma de sinais digitais (bits e bytes).

Existem dois tipos básicos de CCD que podem ser utilizados em função de sua aplicação. O *CCD LINEAR* nada mais é que uma fileira com milhares de elementos

fotossensíveis (pixels) que varrem a área onde a imagem se forma na câmera, e dessa forma, captura uma coleção de linhas que formam a foto. Esta técnica pode oferecer uma resolução bem alta para a foto (chega a produzir fotos com 7000x7000 pontos). Estas câmeras não são indicadas para sistemas dinâmicos, e podem apresentar resultados ruins quando se utiliza iluminação pulsante ou de baixa intensidade.

O CCD do tipo *ARRAY* possui um formato de matriz com milhares de pixels que capturam os pontos da imagem na câmera de uma vez só (Figura 2.13). Esta técnica é quase equivalente a foto comum no tempo captura, mas normalmente produz imagens de qualidade inferior às conseguidas com o CCD linear (Em geral, produzem fotos com menos de 1000x1000 pontos). O motivo é que para fazer um CCD tipo Array com a mesma quantidade de pontos que um CCD linear pode capturar, após a varredura, seria proibitivamente caro.

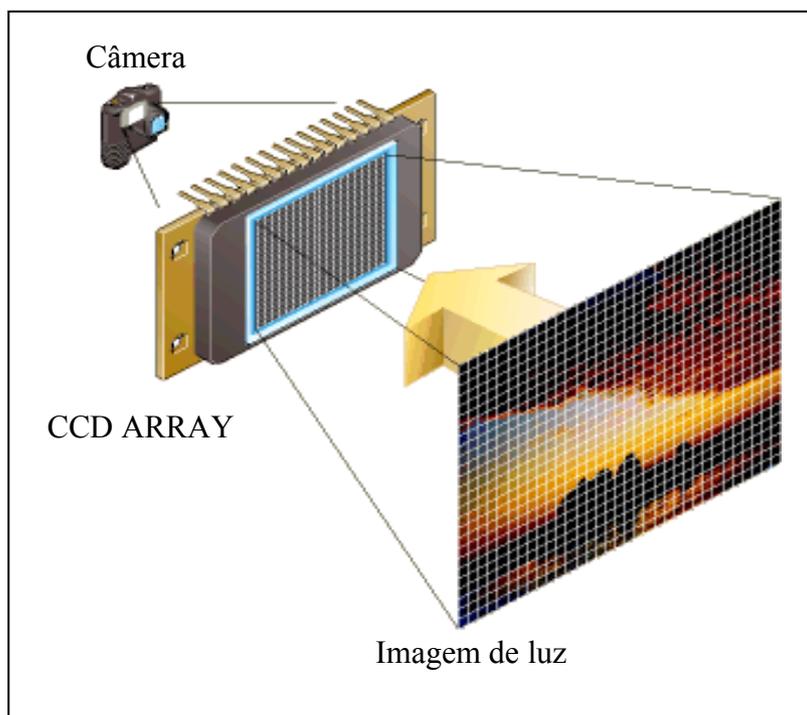


Figura 2.13 – Estrutura de um CCR ARRAY.

Nota-se que, até o momento, não se produziu nenhum CCD que reproduza a qualidade ou resolução de imagem da fotografia comum. Portanto a utilização de sistemas de imagens digitais está vinculada a boa adequação da qualidade conseguida com essas câmeras e a qualidade necessária na aplicação prática.

## 2.4 Desempenho do sistema

Um parâmetro mensurável usado para avaliar quantitativamente a resolução espacial de um sistema tomográfico é dado pela curva *modulation transfer function* (MTF). Esta curva pode ser obtida pela Transformada de Fourier discreta da *line spread function* (LSF) [ASTM E 1441-95, 1996]. A LSF corresponde à resposta do detector quando iluminado com um feixe de radiação infinitamente estreito, fato que torna inviável a obtenção da MTF pelo método acima mencionado. Em outras palavras, a MTF pode ser entendida como a modulação de um sinal de resposta de um detector devido ao aumento da frequência espacial [ALMEIDA et al, 2002].

O contraste é uma propriedade de extrema importância em sistemas que se obtém como resultado uma imagem. Dentre outros fatores, o contraste é função da modulação do sinal de resposta produzido pelo sistema. A Figura 2.14 mostra a resposta de um sistema ao investigar um colimador de fendas múltiplas. A medida que essas anomalias se aproximam uma da outra, isto é, a frequência espacial aumenta, a amplitude do sinal resultante do sistema sofre uma modulação, devido a superposição dos sinais característicos de cada fenda.

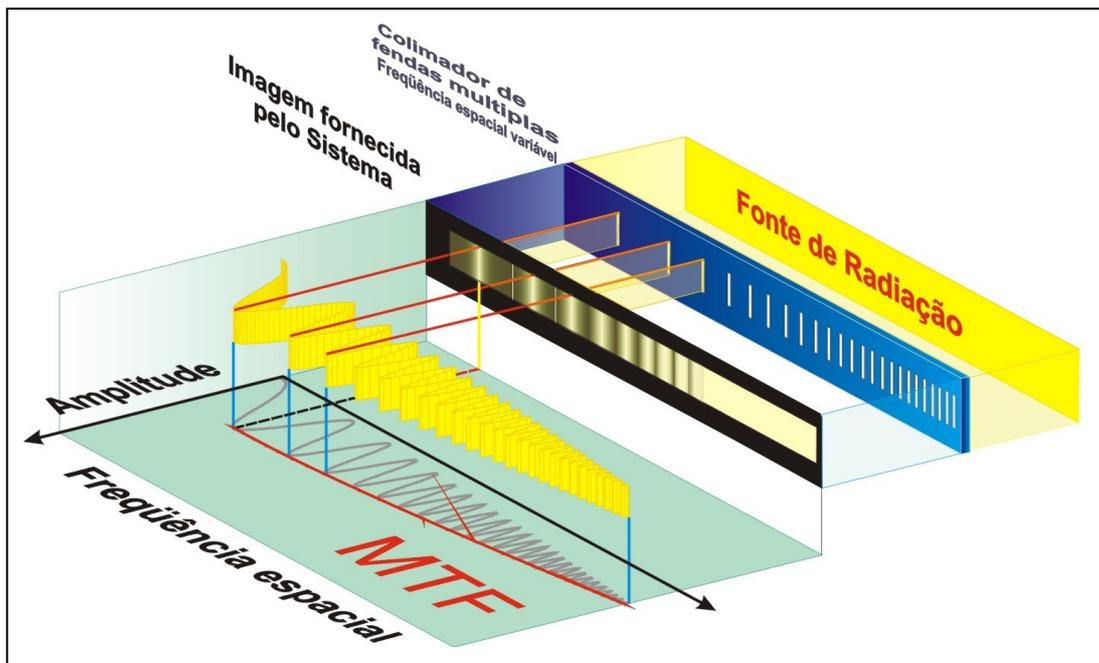


Figura 2.14 . Modulação do sinal de um sistema em função da frequência espacial.

Em termos de contraste de uma imagem, é aceita uma modulação em até 10% da amplitude do sinal [ASTM E 1441-95, 1996]; abaixo desse limite a imagem não terá uma qualidade aceitável. A modulação de um sinal para uma determinada frequência espacial é definida pela razão entre o amplitude do sinal e o seu valor médio (figura 2.15).

$$\text{Modulação} = \frac{\text{Amplitude}}{\text{Valor médio}}$$

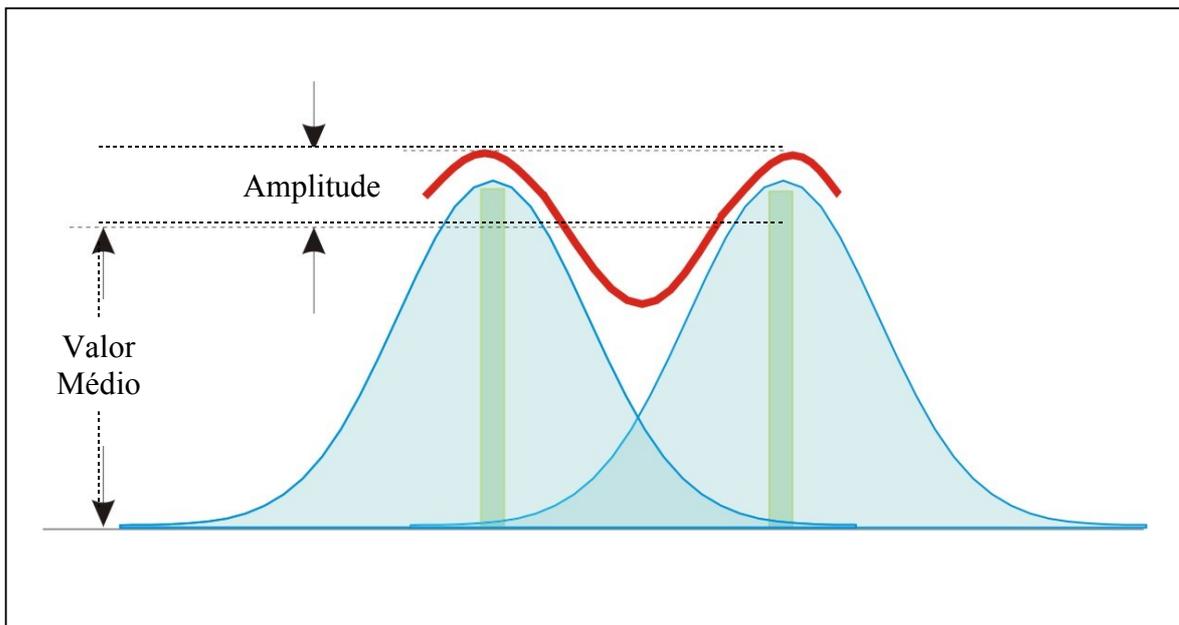


Figura 2.15: Representação da amplitude e do valor médio de um sinal.

A seguir, será apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento e caracterização do sistema.

## CAPITULO 3 METODOLOGIA

### 3.1 Sistema neutrongráfico em tempo real

#### 3.1.1 Fonte de radiação

A fonte de nêutrons utilizada nesta pesquisa é o Reator Argonauta, situado no Instituto de Engenharia Nuclear (IEN/CNEN). Este reator foi desenvolvido, em 1965, exclusivamente para atuar em pesquisa e estudo da área nuclear aplicada a esta radiação. A Figura 3.1 mostra uma fotografia frontal do reator Argonauta (a) e o canal de saída de nêutrons J9 (b), utilizado no desenvolvimento desta pesquisa.

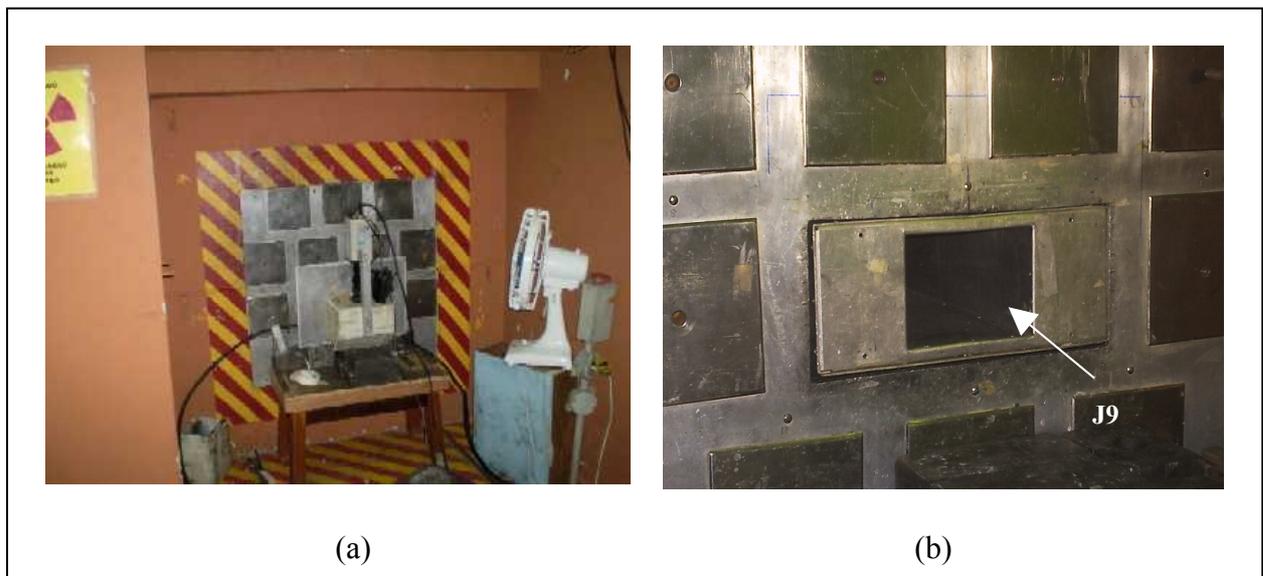
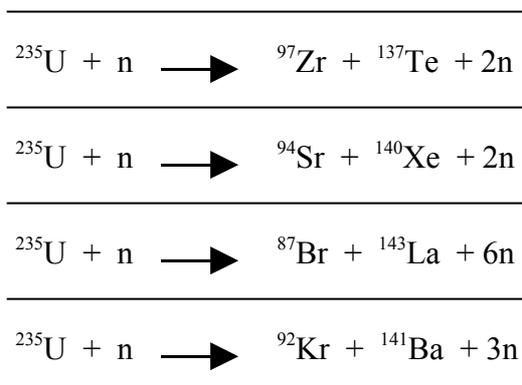


Figura 3.1 – (a) Foto do Reator Argonauta; (b) canal J9, uma das saídas da radiação do reator Argonauta – dimensão: 15 cm de largura e 10 cm de altura

A produção de nêutrons ocorre a partir da fissão do núcleo do  $^{235}\text{U}$  (combustível do reator). A absorção de um nêutron por esse núcleo, resulta como produtos dois novos núcleos e nêutrons livres, esses produtos podem ser de vários tipos, sempre respeitando os princípios da conservação, a Tabela 3.1 mostra algumas possíveis fissões do  $^{235}\text{U}$ .

Tabela 3.1: algumas possíveis fissões do urânio 235, após a absorção de um nêutron



Os nêutrons produzidos nestas fissões são rápidos, com energia entre 2 MeV e 3 MeV, sendo então moderados até serem classificados como térmicos ( $E \approx 0,025$  eV), através da água existente no núcleo e blocos de grafite introduzidos no próprio núcleo e no canal de saída J9. Um estudo determinou as dimensões desses blocos a fim de obter um maior fluxo de nêutrons térmicos [RENKE, 1993]. A Figura 3.2 mostra a estrutura do núcleo, o arranjo de moderação e a colimação do canal de irradiação J-9 do Reator Argonauta. Outro parâmetro importante é a uniformidade do fluxo de nêutrons, uma função da colimação do feixe. O uso de um colimador divergente implica em uma boa uniformidade do fluxo em toda a área na saída do canal, gerando uma melhor razão entre os fluxos de nêutrons térmicos e epitérmicos [SOUZA, 2001]. A Tabela 3.2 apresenta as características do campo de nêutrons na saída do canal J9.

Tabela 3.2: características do campo de nêutrons.

Dimensões	(10 x 15) cm
Fluxo térmico	$4,46 \times 10^5 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
Fluxo epitérmico	$6,00 \times 10^3 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
Potência de operação	340 W
Nêutrons/gama	$3 \times 10^6 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{mR}^{-1}$
Razão l/d	63,25
Divergência	1°16'

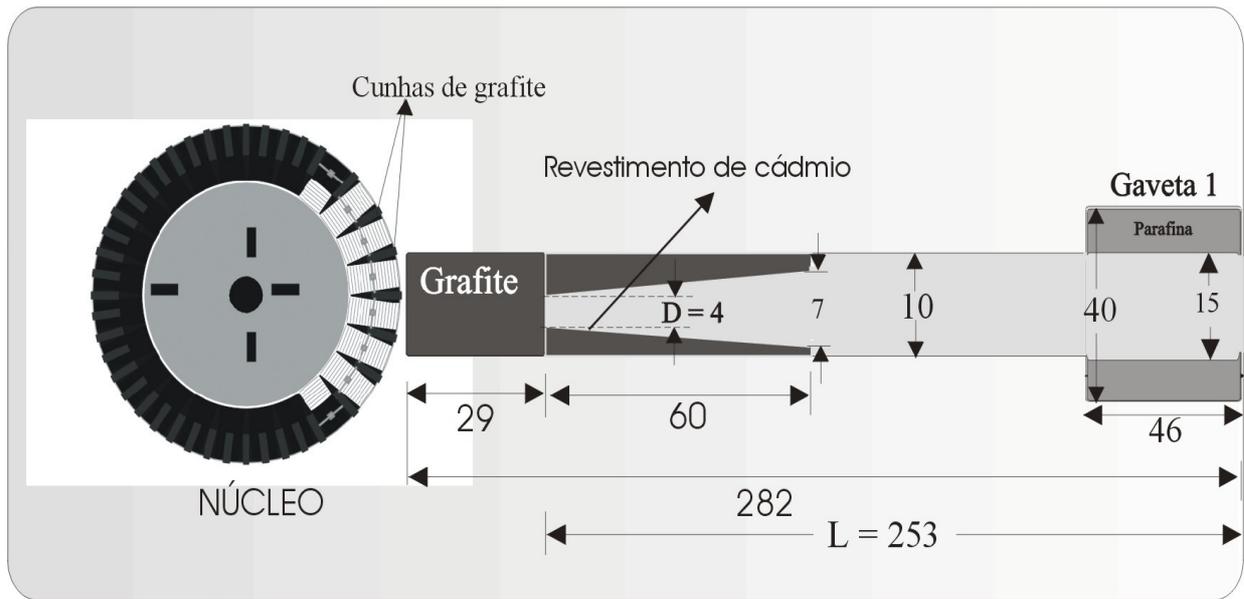


Figura 3.2 – Arranjo de moderação e colimação instalado no canal J9 do reator Argonauta. Todos os valores apresentados nesta figura estão em centímetros.

### 3.1.2 Sistema de detecção

A tela conversora-cintiladora usada neste trabalho foi a que apresentou melhor performance em uma pesquisa desenvolvida por SILVANI. Esta pesquisa permitiu estudar e caracterizar a desempenho de diversas telas cintiladoras, utilizando filmes radiográficos para coletar a luz produzida pelas telas quando expostas à radiação, tornou possível verificar parâmetros como: efeitos do tempo de exposição na densidade ótica e resolução espacial.

A tela usada possui 44 cm de largura e 32 cm de altura, porém em função das dimensões do canal J9, somente uma região de 10cm x 15cm é utilizada. Após a incidência dos nêutrons transmitidos através do objeto, a tela emite fótons de luz azul, o que corresponde ao pico de emissão de 450 nm, no espectro visível (Figura 3.3)

Para verificar e analisar o funcionamento da tela cintiladora no fluxo de nêutrons do Reator Argonauta, inicialmente foram obtidas imagens neutrongráficas usando uma câmera fotográfica convencional equipada com filme 35 mm – ASA 100 e lente 50 mm –  $f=1.8$ .

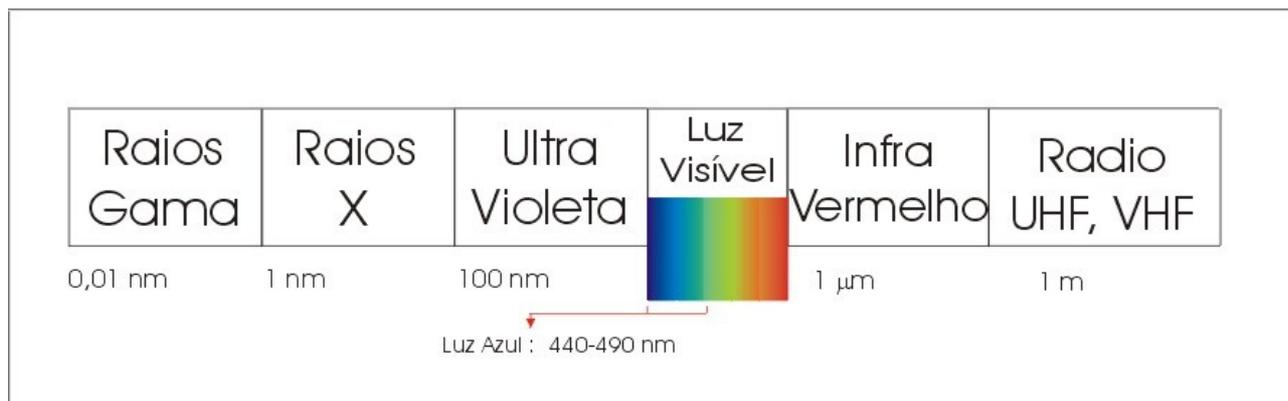


Figura 3.3 – Espectro eletromagnético, em destaque, a faixa de luz visível azul com comprimento de onda variando de 440 nm a 490 nm.

A utilização desta câmera possibilitou a aquisição de imagens integradas em tempos distintos, permitindo verificar o funcionamento da tela conversora-cintiladora e ainda obter informações futuras para a aquisição da câmera de vídeo. A Figura 3.4 mostra uma inspeção realizada em uma placa de cádmio contendo furos de 2 mm, 4 mm, 6 mm e 8 mm em diferentes tempo de exposição. Através desses primeiros resultados, foi possível estimar o tempo para obter uma imagem com qualidade aceitável.

Uma das características observada nos testes iniciais, usando filme fotográfico, foi a “baixa” intensidade da luz produzida pela tela conversora-cintiladora, sendo necessário um tempo de exposição (abertura do obturador) superior a 5 minutos para a obtenção de uma imagem com qualidade aceitável [SILVANI, 2005], conforme a Figura 3.4.

Uma das propostas deste trabalho é desenvolver um sistema de aquisição de imagem em tempo real viabilizando custos. Para tanto seria necessário a utilização de um câmera de uso comercial. Após vasta consulta comercial e realização de testes, para verificar se a câmera possuía sensibilidade suficiente para coletar a luz da tela cintiladora, a câmera de vídeo foi adquirida. O equipamento é produzido pela Panasonic sob o modelo AW-E650. Esta câmera necessita de uma iluminação mínima de  $5 \times 10^{-5}$  lx e pode operar no modo integração com um intervalo de tempo de até 2 s. A Figura 3.5 mostra a câmera utilizada (3.5a) e ainda a câmera acoplada ao sistema óptico (3.5b).

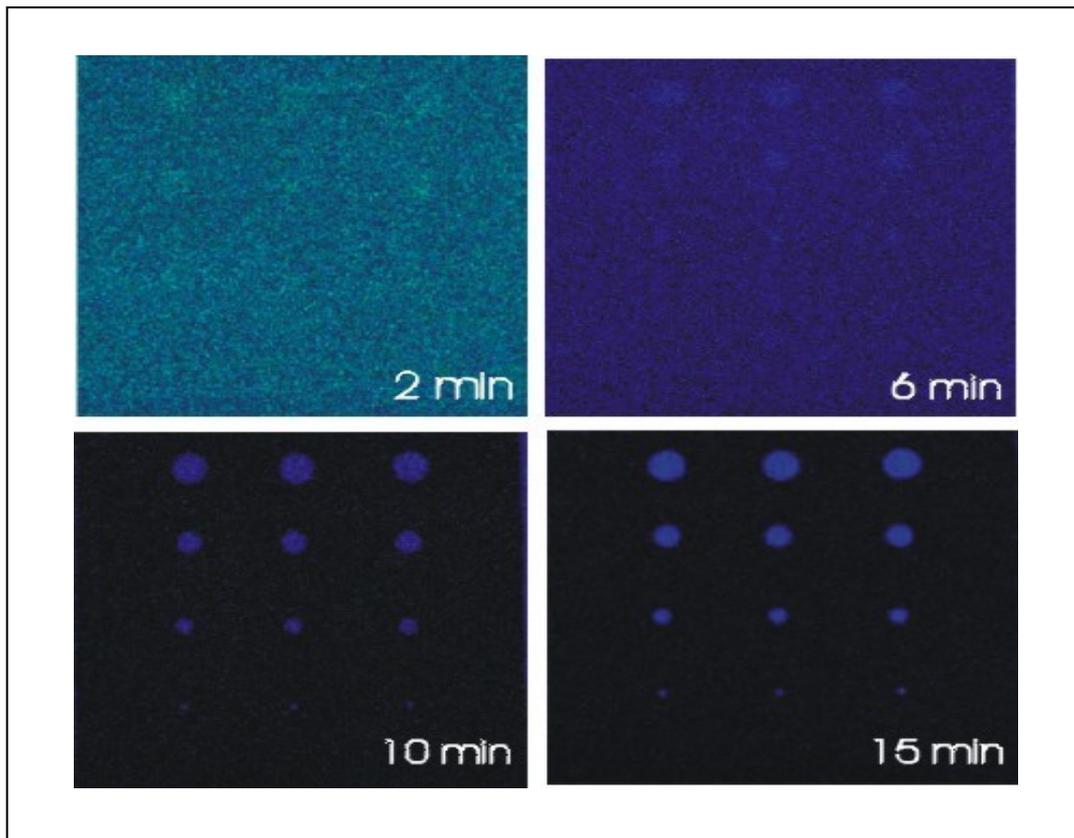


Figura 3.4 - Inspeção realizada em uma placa de cádmio contendo furos de 2 mm, 4 mm, 6 mm e 8 mm em diferentes tempos de exposição



Figura 3.5 – Câmera de vídeo de uso comercial, usada para coletar a imagem produzida pela tela cintiladora(3a); e lente acoplada a câmera (3b)

Para prevenir a câmera de possíveis danos causados pela radiação, a montagem sistema de vídeo foi feita com inclinação de  $90^\circ$  em relação ao feixe de radiação. O conjunto câmera-lente foi acoplado a uma caixa constituída de um espelho de primeira superfície, para refletir a luz proveniente da tela cintiladora. A Figura 3.6 mostra o arranjo do conjunto acoplado ao espelho e Figura 3.7 uma visão de perfil da instalação da tela cintiladora.

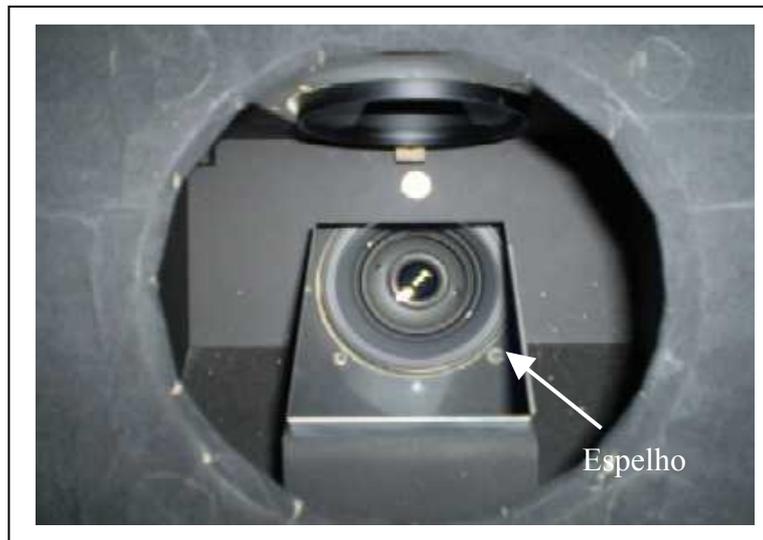


Figura 3.6 – Vista frontal do acoplamento entre o espelho de primeira superfície e o arranjo câmera-lente.



Figura 3.7 – Vista de perfil da instalação da tela cintiladora ao conjunto.

O mecanismo de rotação do sistema tomográfico é feito por uma mesa tomográfica, desenvolvida no Laboratório de Instrumentação Nuclear LIN/PEN/UFRJ e controlado por um microcomputador (PC). Um sinal digital informando a característica do passo angular, registrado no programa Videotomo, é formado por uma interface e enviado através da porta paralela do PC à caixa de potência. Este último é responsável em transformar um pulso digital em um pulso elétrico, capaz de energizar o motor elétrico da mesa tomográfica, gerando assim um passo tomográfico. A Figura 3.8 mostra um esquema da montagem final do sistema desenvolvido.

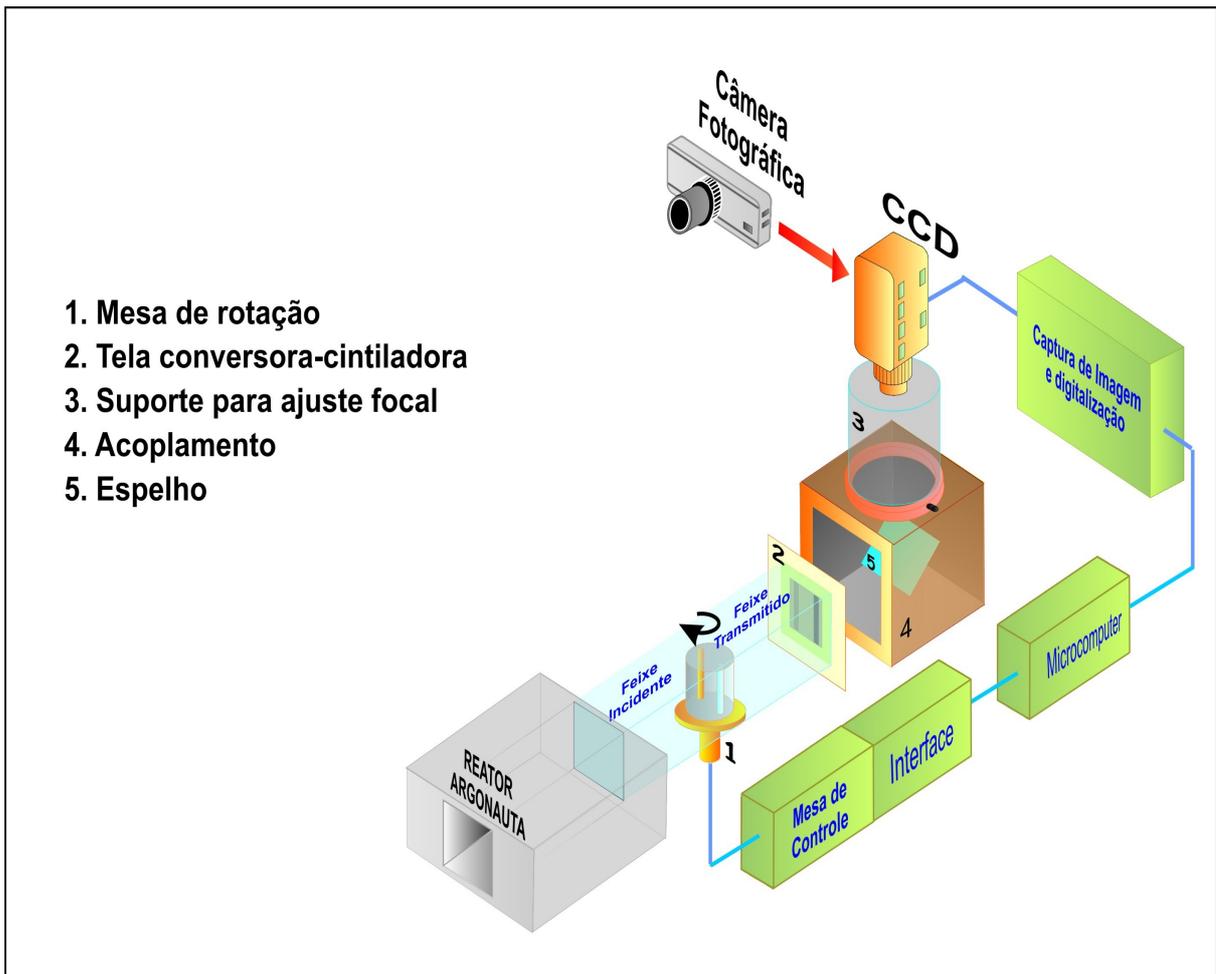


Figura 3.8 – Montagem do sistema desenvolvido, utilizando câmera de vídeo e máquina fotográfica.

### 3.1.3 Software de aquisição de dados

As imagens captadas pela câmera de vídeo são transformadas em sinais digitais e encaminhadas ao microcomputador, que também desempenha a função de comandar a rotação do sistema tomográfico ao final de cada projeção. Para tanto é necessário um *software* para gerenciar essas atividades.

O programa de gerenciamento de dados é chamado de “Videotomo” e foi adequado a este sistema pelo Laboratório de Instrumentação Nuclear – LIN/PEN/UFRJ. A Figura 3.9 mostra a tela gerada pelo programa, quando em operação.

A área de trabalho do programa, mostrada na Figura 3.10, contém uma tela secundária (a) que permite visualizar, em tempo real, a imagem que está sendo coletada pela câmera de vídeo. Esta tela secundária possui uma dimensão de 480 linhas por 640 colunas, compatível com a câmera de vídeo. Com o intuito de diminuir o tamanho da a imagem adquirida, quando se analisa pequenos objetos, é possível criar uma “subtela” (b), que considera somente a imagem compreendida em sua área. Esse procedimento viabiliza a memória do microcomputador e o tempo gasto no processamento das imagens.

O movimento de rotação do sistema tomográfico pode ser selecionado em (c), onde se preestabelece o ângulo total de rotação e o número de projeções da tomografia. Dessa forma o sistema determina a magnitude do movimento angular de cada projeção (passo tomográfico), realizando a razão entre o ângulo total e o número de projeções.

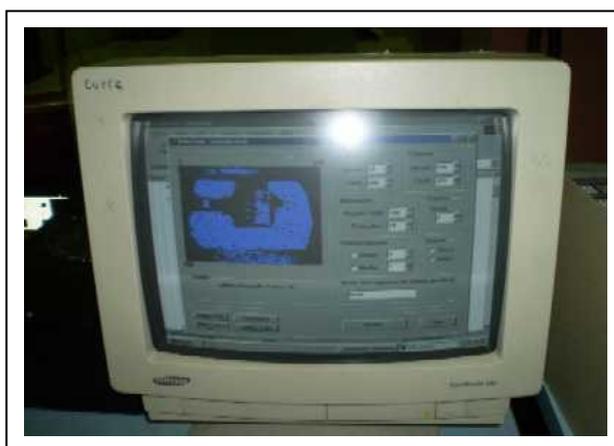


Figura 3.9 – Tela gerada pelo programa “Videotomo” quando em operação, registrando uma neutrongrafia de um sensor de pressão.

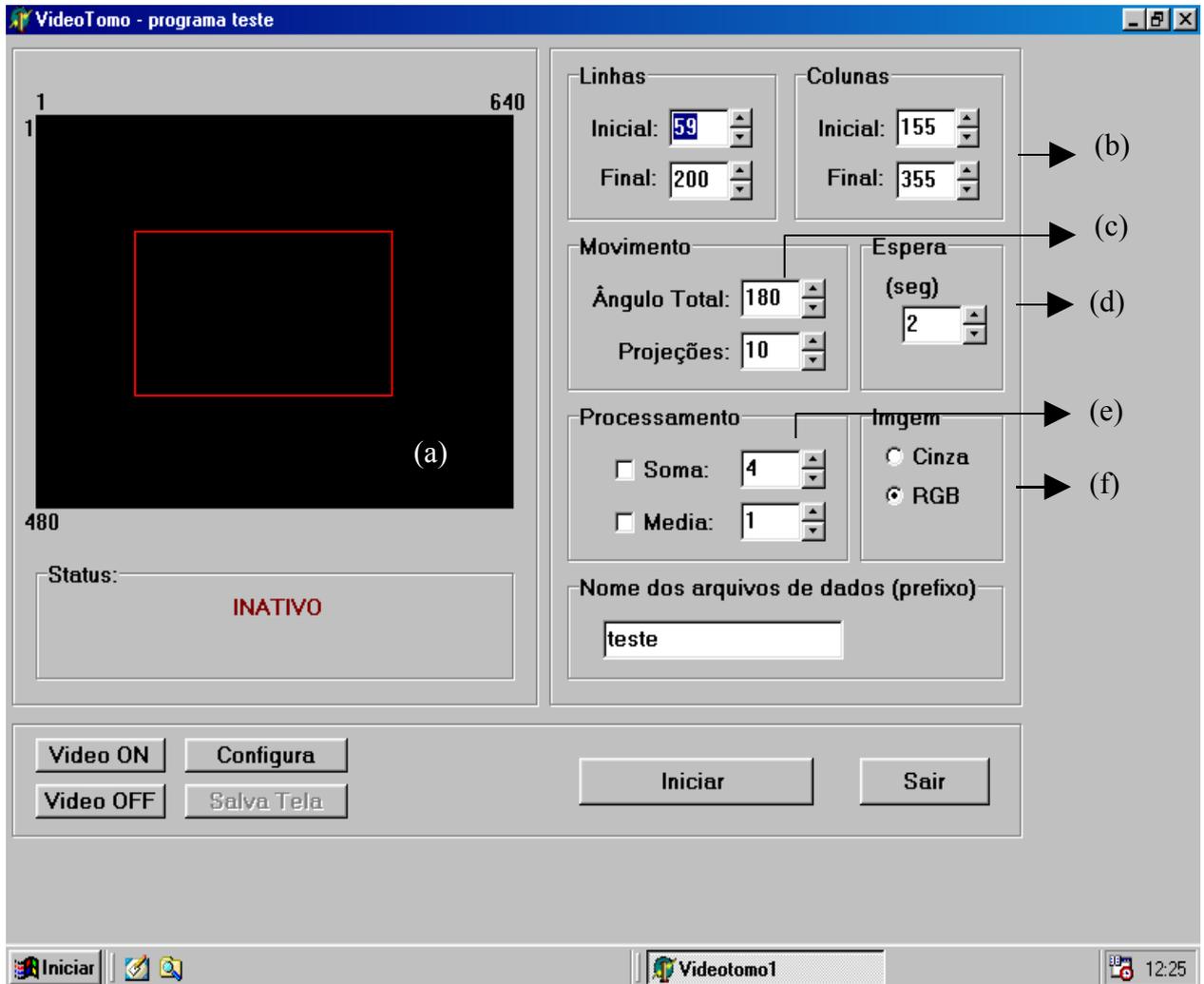


Figura 3.10 – Área de trabalho do programa de aquisição de dados

O campo “Espera”, em (d) cria um retardo na aquisição da imagem, permitindo que a câmera possa integrar as imagens no tempo preestabelecido e ainda, esperar o movimento de rotação do sistema para outra projeção, garantindo que o sistema encontra-se em repouso, pronto nova aquisição.

O programa possibilita alterar o processamento das imagens coletadas em (e). O campo “Soma”, determina quantas imagens serão coletadas e somadas para resultar os dados finais de cada projeção, ou ainda a “Média”. Esse processo permite verificar o comportamento do sinal-ruído na aquisição dos dados e ainda proporcionar uma melhoria na imagem resultante.

O conjunto de dados (imagens) que constituem o arquivo para a reconstrução da imagem, deve possuir um formato de 8 bits, ou seja, as imagens devem estar em tons de cinza, porém no campo “Imagem”, em (f) é possível selecionar a opção RGB, caso seja de interesse uma projeção colorida .

O botão “Salva tela”, torna acessível a obtenção de uma neutrongrafia em tempo real do objeto analisado, com todas as opções descritas acima.

### 3.1.4 Software de reconstrução de imagem.

O *software* para a reconstrução da imagem, foi desenvolvido usando a linguagem de baixo nível MATLAB versão 5.3. A Figura 3.11 mostra em diagrama de blocos a estrutura do software de reconstrução

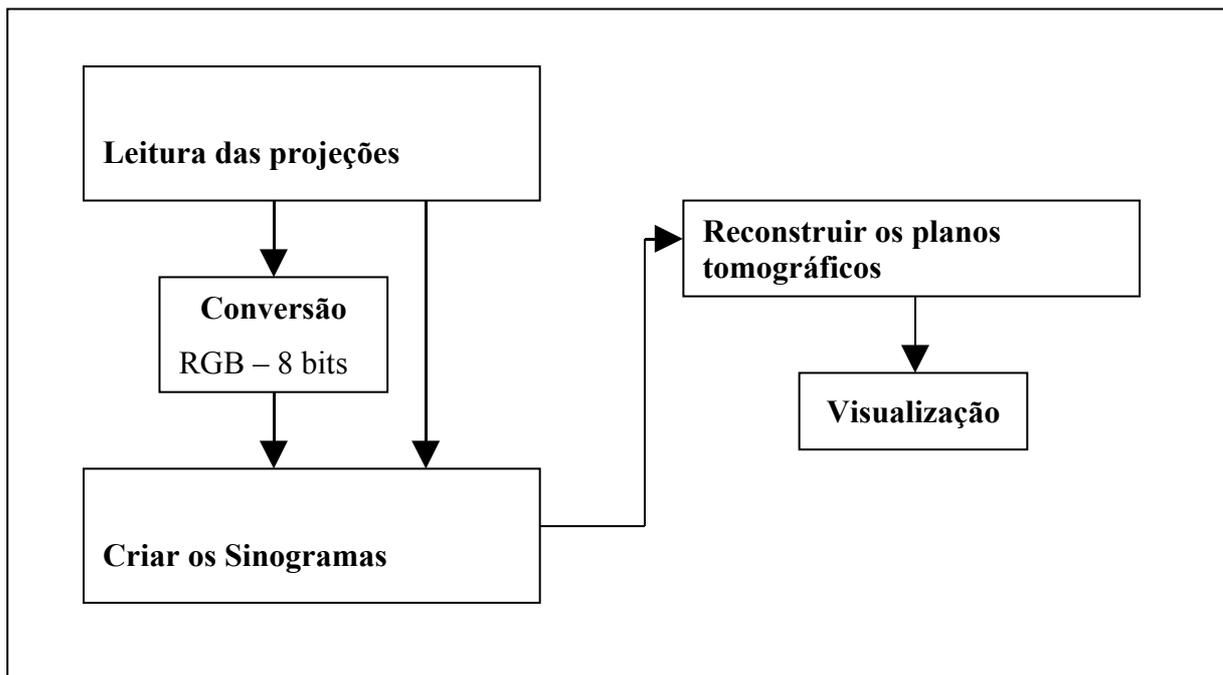


Figura 3.11 – Estrutura em blocos do programa de reconstrução da imagem.

O primeiro passo do programa é realizar a leitura das matrizes que formam as imagens das projeções. Se esses dados forem de um formato RGB, ou seja, resultante de

uma operação de três matrizes (uma para cada cor: vermelho, verde e azul), o software realiza uma conversão para tons de cinza, gerando assim apenas uma matriz para cada projeção. Em seguida ocorre a formação das matrizes sinogramas, que representam matrizes formadas pelas linhas de cada matriz-projeção. A Figura 3.12 mostra a representação de um sinograma.

A matriz sinograma possui o mesmo número de colunas das matrizes projeções, enquanto que o número de linhas é igual ao número de projeções da tomografia.

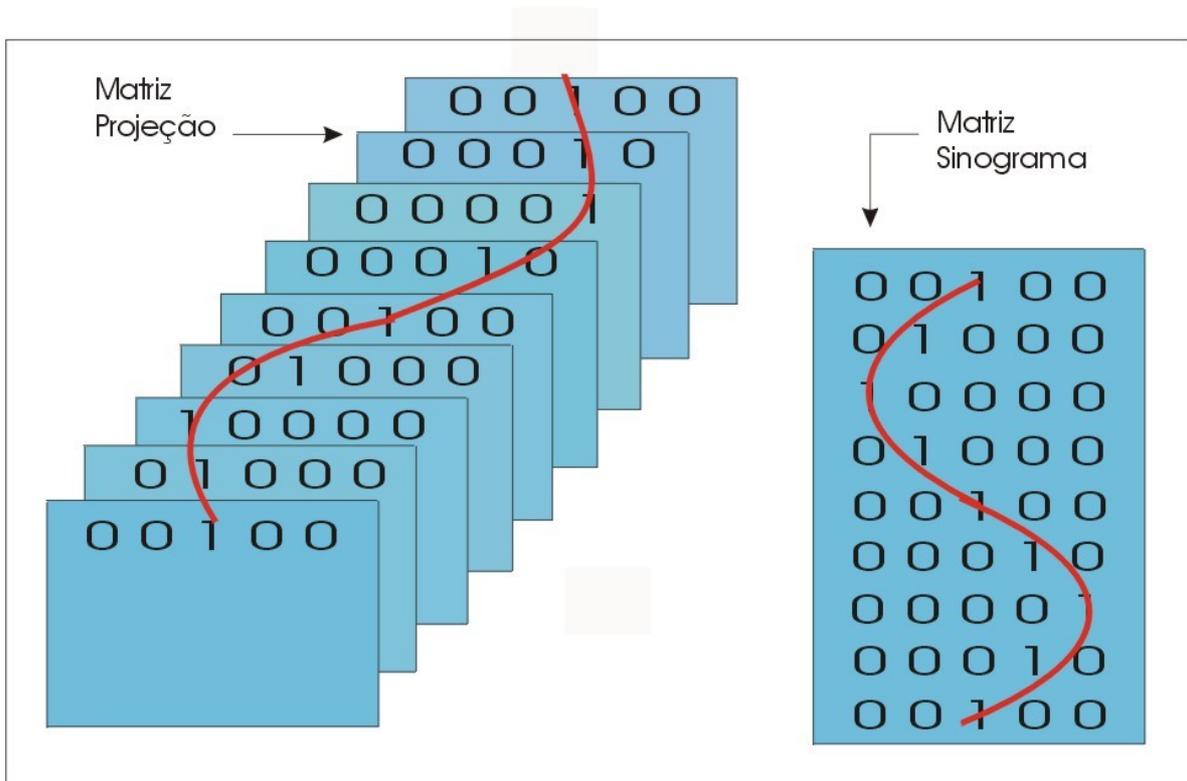


Figura 3.12 – Representação de uma matriz sinograma

Em uma etapa final, o programa utiliza o método da retro-projeção filtrada para reconstruir os planos tomográficos. Esses planos são arquivos de imagem com extensão BMP, aberto facilmente por qualquer visualizador de imagens.

### 3.2 Desempenho do sistema tomográfico

Para verificar a modulação do sinal em determinada frequência espacial foram construídos padrões compostos de materiais opacos e transparentes a radiação utilizada. O alumínio e o gadolínio foram os materiais escolhidos, por alguns motivos: primeiro por apresentarem uma grande diferença em termos de seção de choque, causando assim um contraste bastante relevante, em segundo por possuírem resistência física, uma vez que estes padrões foram confeccionados em oficina mecânica e, finalmente, por serem facilmente adquiridos. A Figura 3.13 mostra uma fotografia de um dos padrões que foram confeccionados. Para variar a frequência espacial os padrões foram construídos com fendas de 0,0125 mm, 0,025 mm, 0,7 m, 0,14 m, 0,28 mm, 0,35 mm e 0,56 mm.

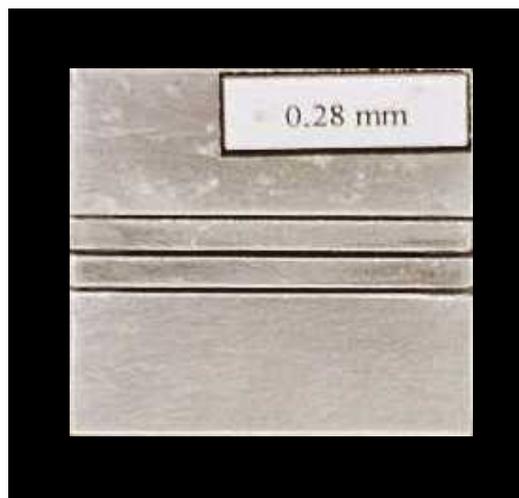


Figura 3.13 – Fotografia de um dos padrões confeccionados para determinar a modulação do sinal

A curva MTF foi obtida através da construção do gráfico, modulação do sinal versus frequência espacial. Estes dados foram extraídos das imagens neutrográficas dos padrões construídos.

### 3.3 Viabilização do sistemas tomográfico

O diagrama esquematizado na Figura 3.14 resume a metodologia utilizada para a viabilização do sistema de aquisição de imagem. Inicialmente foram obtidas imagens neutrongráficas utilizando filme fotográfico, em seguida todo o processo foi repetido com uma câmera de vídeo no lugar da máquina fotográfica. Esses resultados quantitativos possibilitaram a comparação e a caracterização dos sistemas.

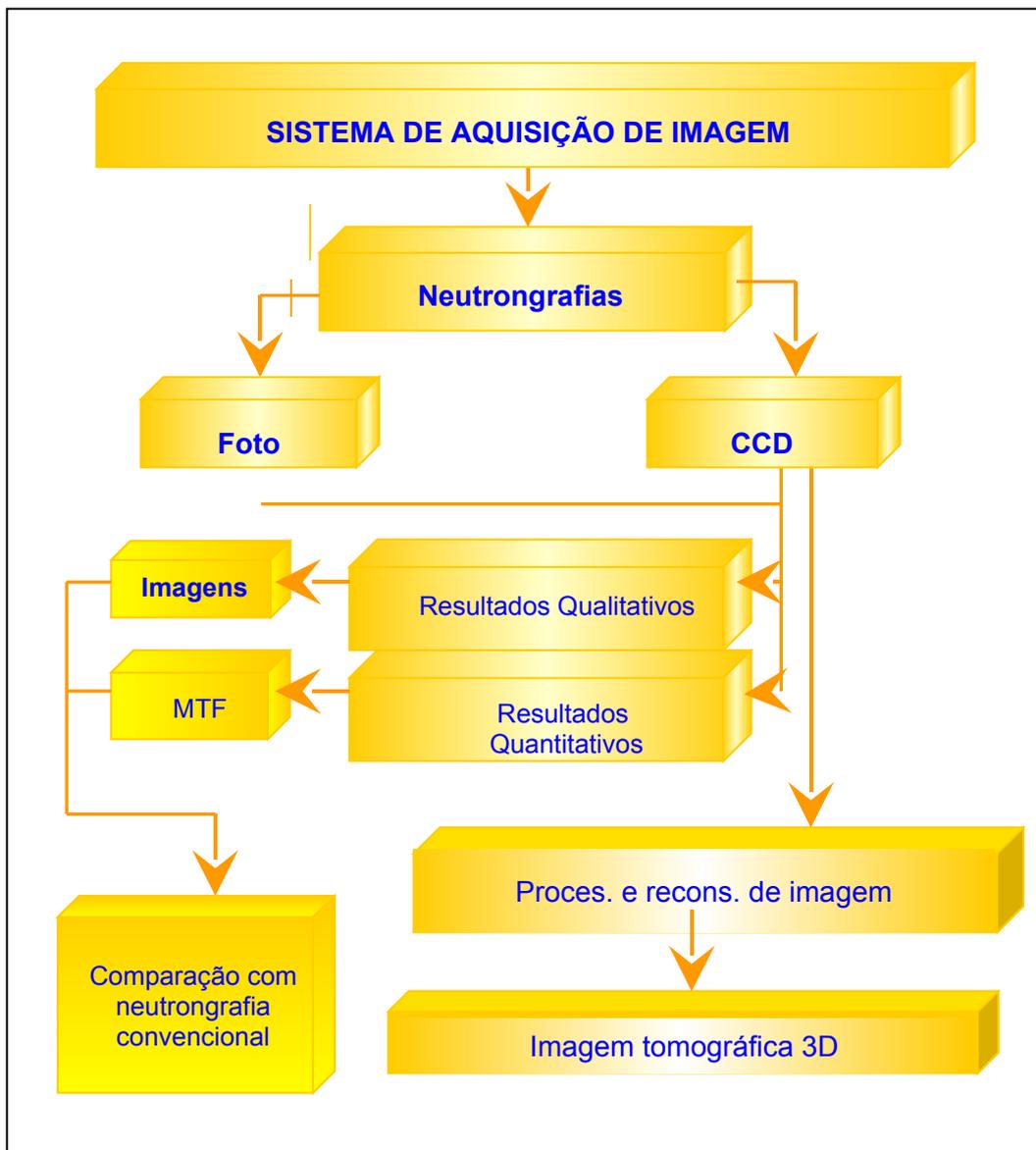


Figura 3.14 – Diagrama da metodologia utilizada para a viabilização do sistema de tomográfico 3D

Foram feitas imagens de objetos que permitiram avaliar qualitativamente o sistema desenvolvido, em função de sistemas existentes. Esses resultados são apresentados, comparados e discutidos no capítulo a seguir.

## CAPITULO 4

### RESULTADOS

#### 4.1 Resultados neutrongráficos

Inicialmente, foi introduzido no sistema neutrongráfico desenvolvido uma câmera fotográfica. A câmera é responsável por coletar a luz gerada pela tela conversora-cintiladora, e registrar esses dados em um filme fotográfico. As imagens neutrongráficas são obtidas após a revelação desse filme. Em seguida, essas imagens foram digitalizadas utilizando um “scanner” de alta resolução. Em uma outra etapa do trabalho, a câmera fotográfica foi substituída por uma câmera de vídeo, adequada ao sistema desenvolvido e novas imagens foram obtidas.

Essas imagens obtidas possibilitaram a caracterização do sistema e a comparação entre as etapas desenvolvidas. Os resultados são apresentados a seguir.

##### 4.1.1 Sistema equipado com câmera fotográfica

A câmera fotográfica usada permite a utilização de um comando remoto que possibilita o controle do obturador, reduzindo dessa forma a exposição do operador da câmera com a radiação.

Foram realizados testes com a câmera fotográfica equipada com filmes de sensibilidade variada e diferentes tempo de exposição. O filme 35 mm – ASA 800 apresentou resultados satisfatórios com um tempo de exposição otimizado em 40s. Expondo este filme a um tempo superior, a imagem resultante é saturada.

##### 4.1.1.1 Resultados quantitativos

Foram feitas neutrongrafias com os colimadores desenvolvidos neste trabalho (descrito na seção 3.3) e encontrados os perfis normalizados. A Figura 4.1 mostra uma neutrongrafia retirada de um padrão e seu perfil normalizado. Através destes perfis,

foram encontrados os dados que levaram a determinação da modulação do sinal e em seguida construção da curva MTF. A Tabela 4.1 apresenta os valores da modulação do sinal obtida em cada um dos colimadores.

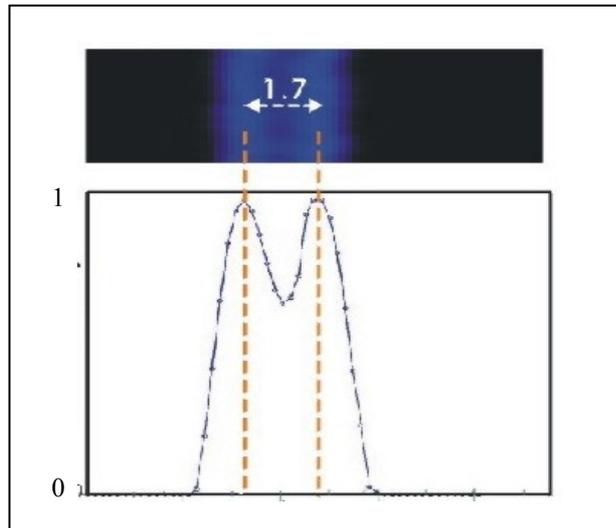


Figura 4.1 – Neutronografia de um padrão e seu perfil normalizado (unidade em  $\text{mm}^{-1}$ ) .

Tabela 4.1 – Modulação do sinal em função da frequência espacial, obtida através dos padrões desenvolvidos neste trabalho

Frequência ( $\text{mm}^{-1}$ )	Modulação
1,78	0,34
2,85	0,28
3,57	0,12
7,14	0,09
14,28	0,07

A Figura 4.2 mostra a curva MTF, construída a partir dos dados da Tabela 4.1, e em destaque um corte de 10% na modulação da curva, que corresponde ao valor da resolução espacial do sistema desenvolvido. Neste caso, o valor da frequência espacial para se obter uma imagem com qualidade é de  $4,4 \text{ mm}^{-1}$ , ou seja, o sistema consegue uma distinção de peculiaridades de até  $0,22 \text{ mm}$ .

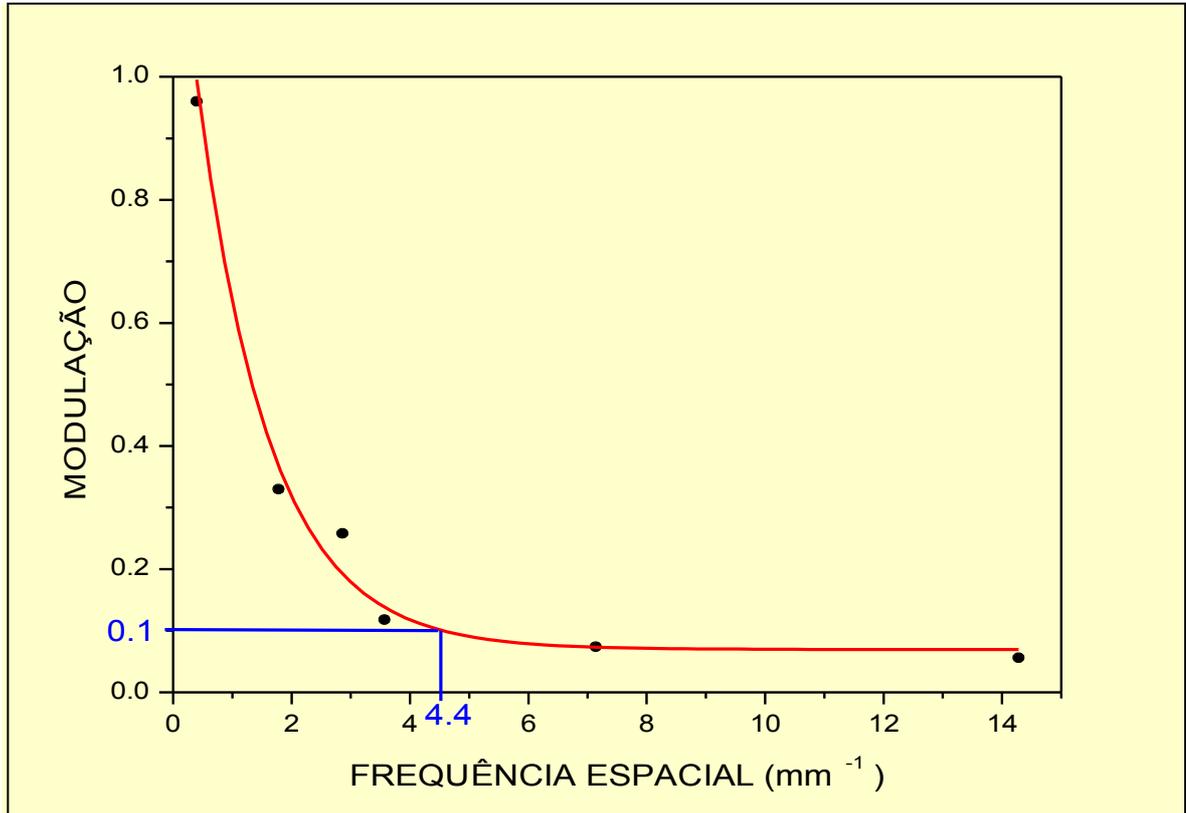


Figura 4.2 – Curva MTF para o sistema formado com máquina fotográfica

#### 4.1.1.2 Resultados qualitativos

A fim de realizar uma análise qualitativa, foram obtidas neutrongrafias de alguns objetos com dimensões e estruturas diferentes. A Figura 4.3 mostra uma seringa plástica com água contendo uma bolha de ar. Uma outra imagem apresentada na Figura 4.4, corresponde a um copo de vidro com água e uma colher de aço inoxidável.

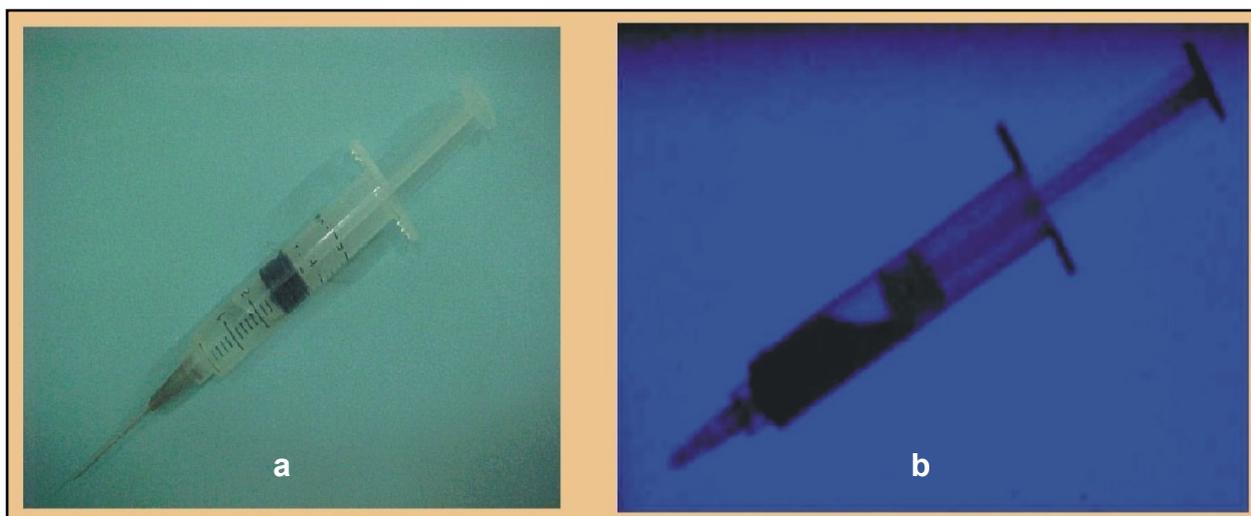


Figura 4.3 – Fotografia de uma seringa com água contendo uma bolha de ar (a) e sua imagem neutrongráfica usando filme fotográfico (b)

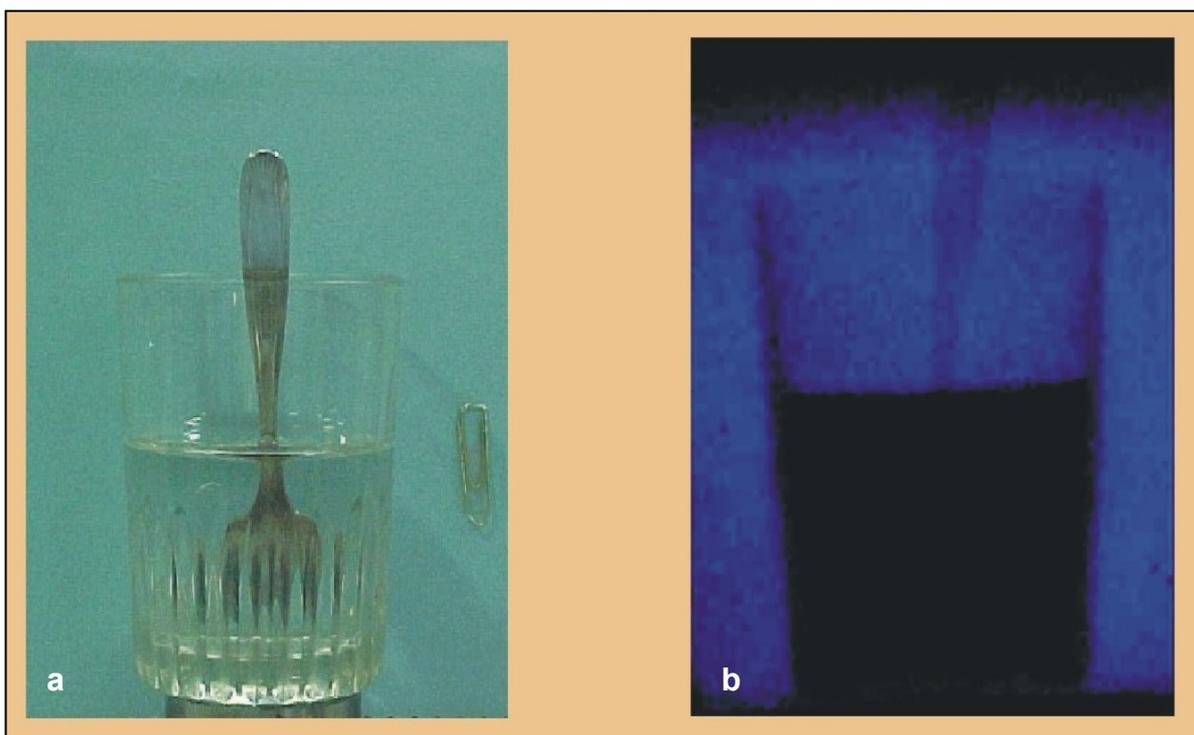


Figura 4.4 – Fotografia de um copo de vidro com água e uma colher de aço (a) e sua imagem neutrongráfica usando filme fotográfico (b)

A Figura 4.5 mostra a neutrongrafia de um rolamento mecânico que apresenta um defeito evidenciado na fotografia, após lavado e retirada toda a graxa. Esta imagem foi obtida com um tempo de exposição de 30 segundos.

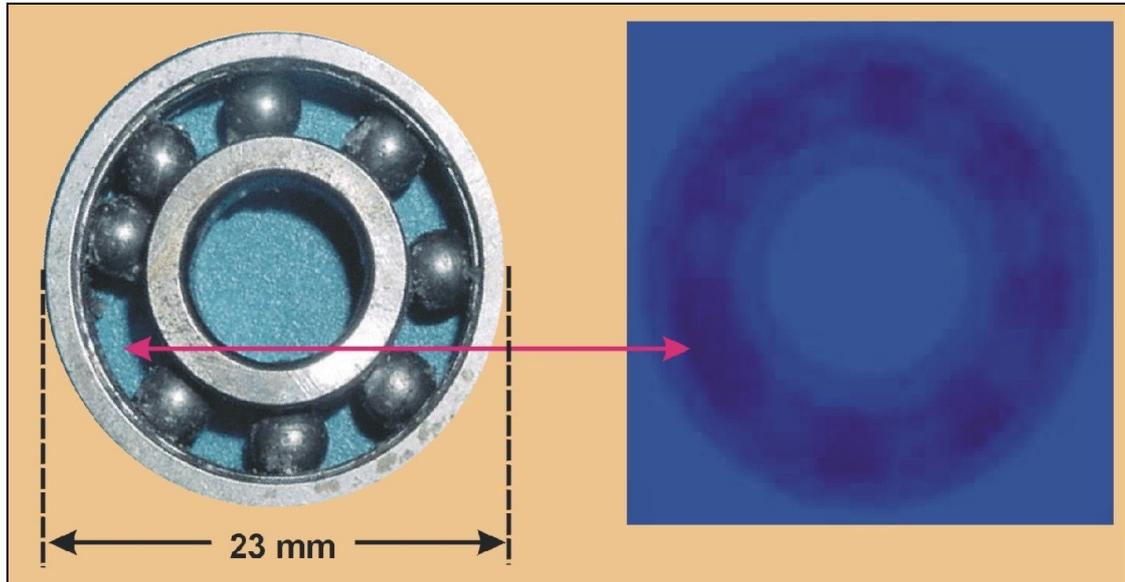


Figura 4.5 – Fotografia e neutrongrafia de um rolamento defeituoso

#### 4.1.2 Sistema equipado com câmera de vídeo

A mudança física deste sistema, em relação ao anterior, é apenas a substituição da câmera fotográfica pela câmera de vídeo. Este equipamento possui algumas vantagens: permite a visualização de imagens em um tempo muito próximo do real, os dados que correspondem a imagem neutrongráfica são armazenados em forma digital, eliminando assim o processo de revelação e digitalização e por último, permite a inspeção de sistemas dinâmicos. O tempo de exposição para a obtenção das imagens foi de 2 segundos, ou seja, o tempo máximo de integração da câmera. Imagens obtidas com um tempo inferior, não apresentam qualidade aceitável.

#### 4.1.2.1 Resultados quantitativos

Foram obtidas imagens neutrongráficas com os padrões construídos, com a mesma metodologia do processo anterior. Essas imagens possibilitaram a caracterização do sistema a partir da construção da curva MTF. A figura 4.6 mostra uma das neutrongrafias obtidas usando de um dos padrões e seu respectivo perfil normalizado, usado para determinar a modulação do sinal.

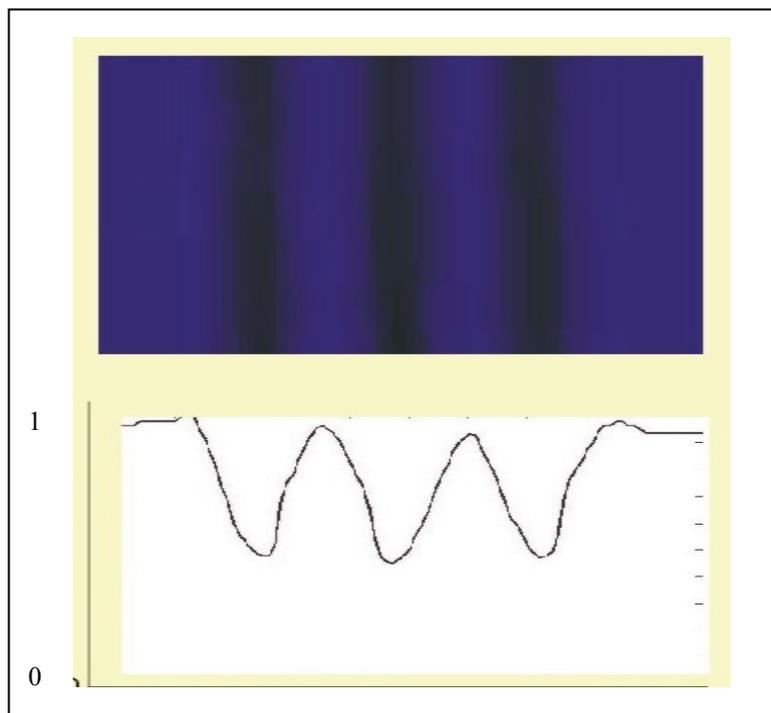


Figura 4.6 – Neutronografia de um padrão e seu perfil normalizado

A tabela 2.2 apresenta os resultados encontrados da modulação do sinal com a frequência espacial. A partir destes resultados foi possível construir o gráfico da curva MTF (Figura 4.7) e obter informações da resolução espacial do sistema equipado com a câmera de vídeo.

Tabela 4.2 – Modulação do sinal em função da frequência espacial, obtida a partir das neutrografias dos padrões desenvolvidos neste trabalho.

Frequência ( $\text{mm}^{-1}$ )	Modulação
1,78	0,39
2,85	0,13
3,57	0,10
7,14	0,09
14,28	0,08

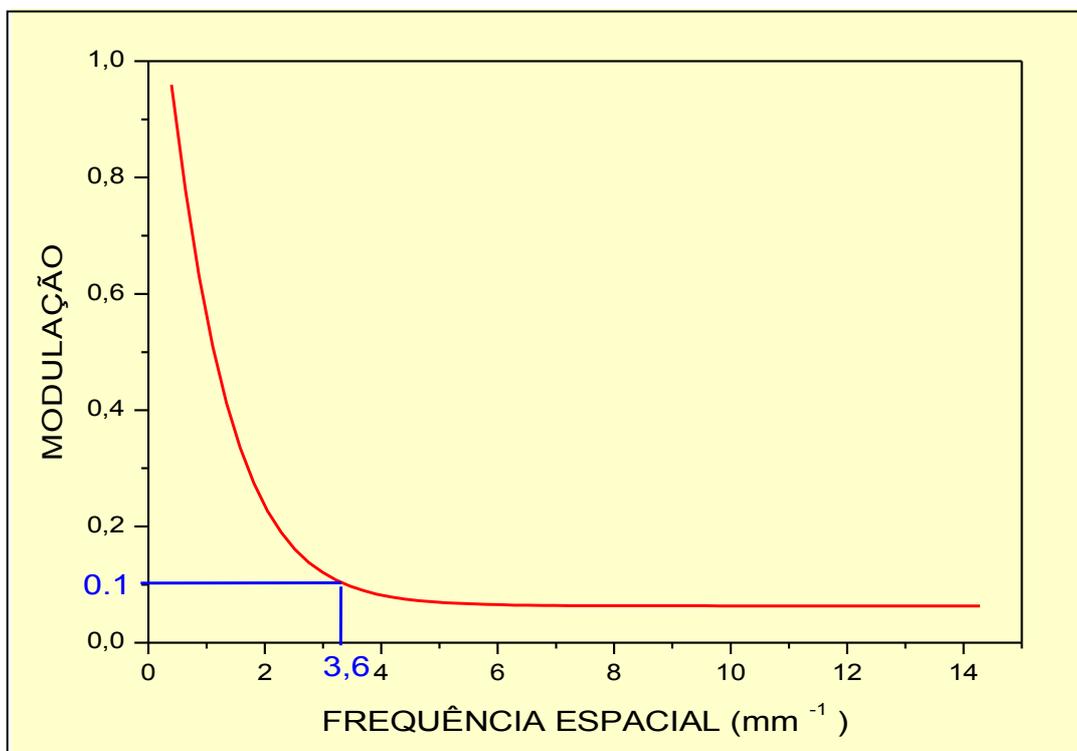


Figura 4.7 – Curva MTF para o sistema formado com câmera de vídeo

Através do corte de 10% na modulação (em destaque na figura 4.7), torna-se possível estimar a resolução espacial desse sistema. Neste caso o sistema equipado com a câmera de vídeo possui resolução capaz de inspecionar objetos com dimensão de 0,28mm.

#### 4.1.2.2 Resultados qualitativos

Para realizar uma análise qualitativa, foram obtidas neutrongrafias de alguns objetos com dimensões e estruturas diferentes. A Figura 4.8 mostra uma placa de cádmio com furos de 1 mm de diâmetro, espaçados de 1 mm, 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm e 10 mm. É visível a separação de todos os furos na neutrongrafia.

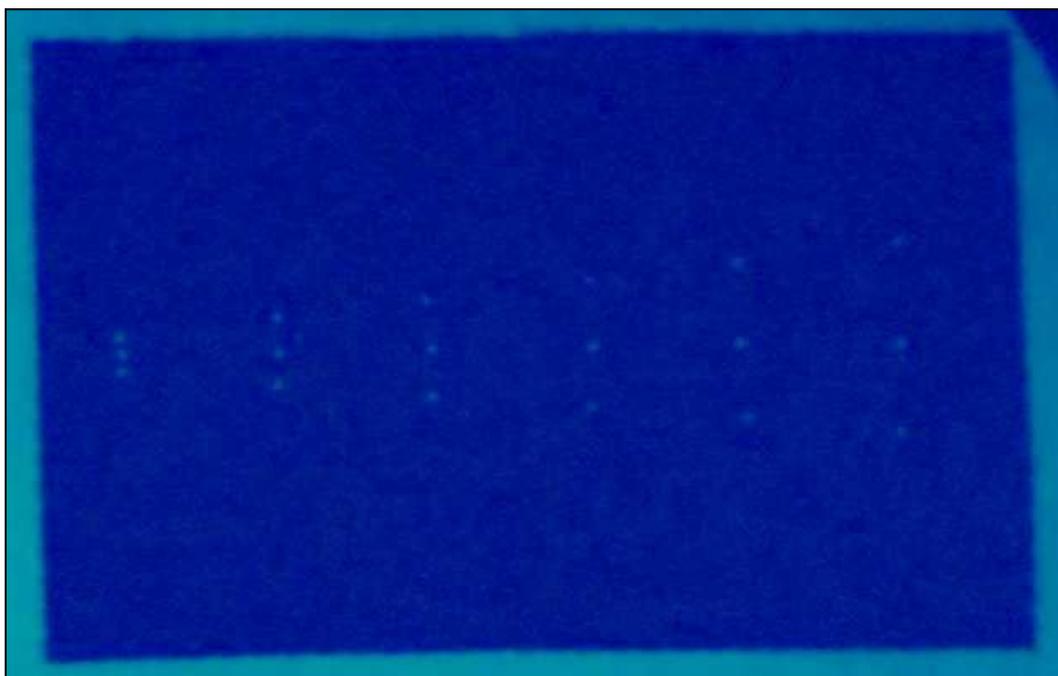


Figura 4.8 – Neutronografia de uma placa de cádmio contendo furos de 1mm de diâmetro espaçados de 1mm, até 10 mm

A Figura 4.9 apresenta uma neutrongrafia de um bico injetor. Este objeto possui em seu interior estruturas com pequenas dimensões que, para serem observadas, o sistema de inspeção necessita de uma melhor resolução espacial. No entanto, a Figura 4.10 mostra uma inspeção realizada em uma sensor de pressão, este objeto, além de possuir dimensões maiores, não possui em seu interior estruturas compactadas. Pode-se observar um melhor desempenho do sistema para essa última inspeção.



Figura 4.9 – Fotografia e neutrongrafia de um bico injetor

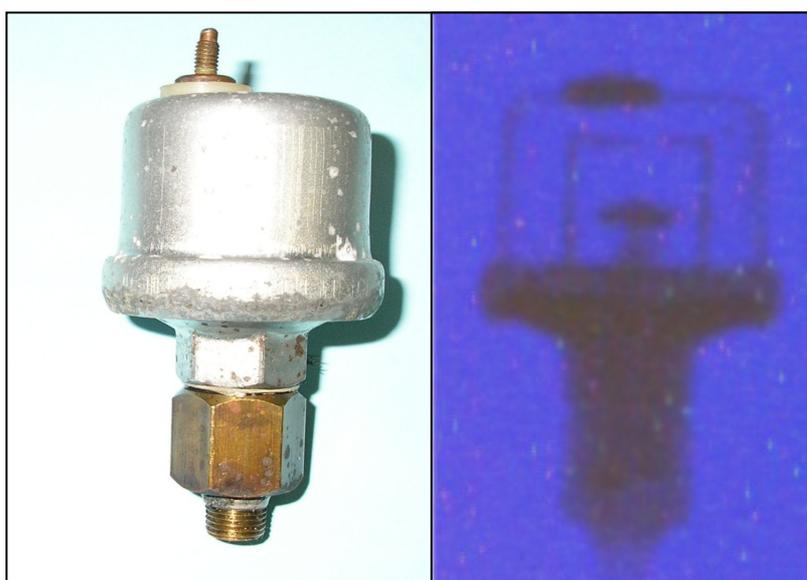


Figura 4.10 – Fotografia e neutrongrafia de um sensor de pressão

Na Figura 4.11 são apresentadas em (a) uma fotografia de uma fonte de alimentação e em (b) uma neutrongrafia deste objeto. É possível observar a presença de um objeto de grandes dimensões na imagem neutrongráfica, que se trata de um transformador, os demais componentes são invisíveis para o sistema em questão.

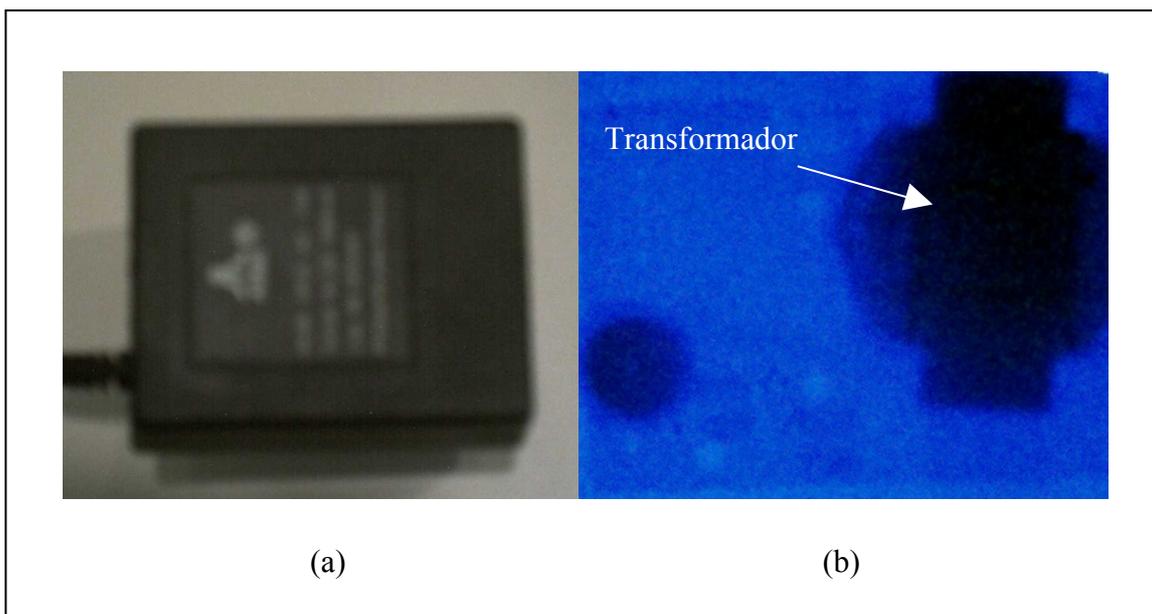


Figura 4.11 – Fotografia de um eliminador de pilhas em (a) e em (b) uma neutrongrafia deste objeto, em destaque o transformador da fonte de alimentação

Uma grande vantagem em usar um sistema com câmera de vídeo está na possibilidade de se obter imagens radiográficas em tempo muito próximo do real. A Figura 4.12 apresenta quadros que foram retirados de um filme, onde o objeto de análise é um isqueiro com vazamento proposital. Os nêutrons interagem mais intensamente com o fluido no interior do isqueiro, resultando um contraste evidenciado na imagem.

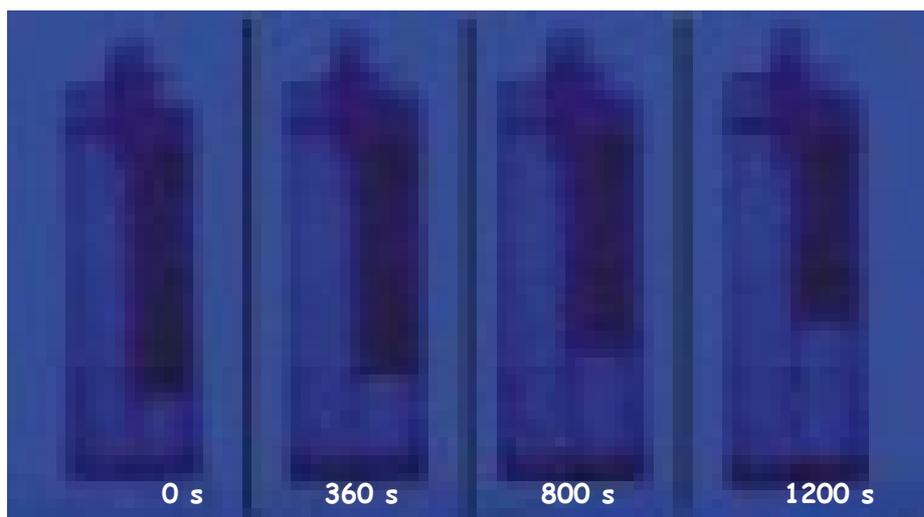


Figura 4.12 – Imagens de um isqueiro com vazamento proposital

A Figura 4.13 mostra 3 quadros de uma inspeção em tempo real de um cronômetro metálico, onde, no ponteiro dos segundos foi fixado um fio de gadolínio, para realçar o contraste.

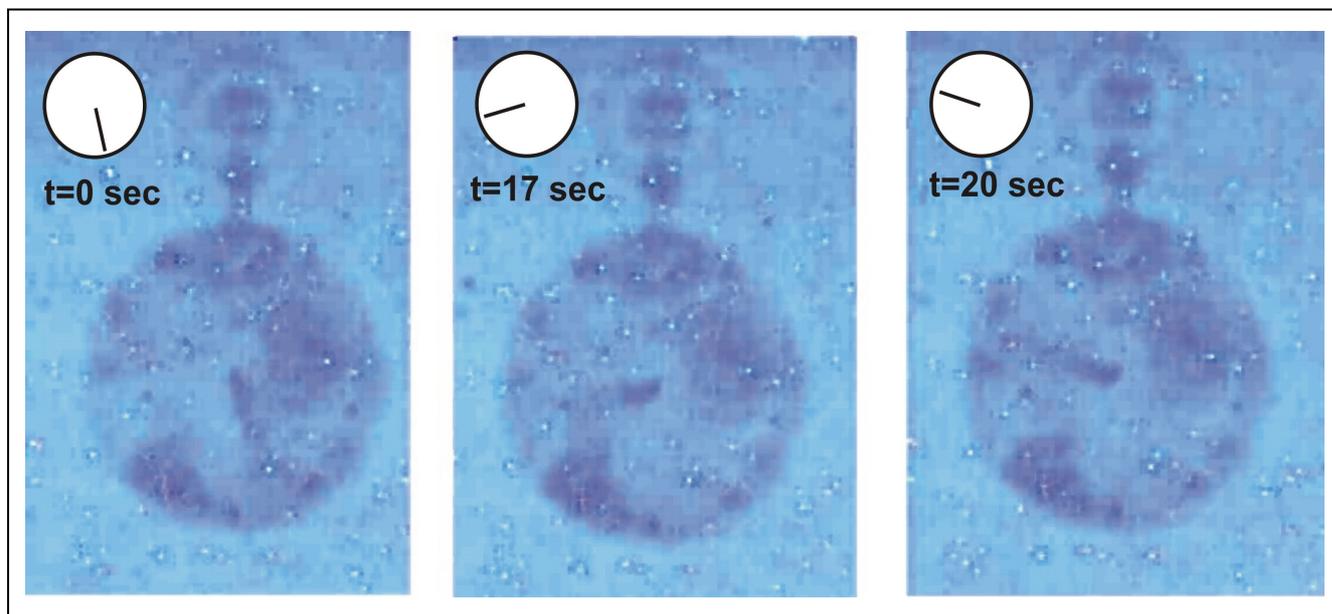


Figura 4.13 – Inspeção de um relógio em tempo real.

## 4.2 Resultados tomográficos

Com o propósito de verificar o desempenho do sistema tomográfico, foi construído um corpo de prova com uma estrutura interna em forma de tronco de cone, preenchida com material opaco a radiação utilizada. A Figura 4.14 mostra a estrutura do corpo de prova. O Cone possui uma base inferior de diâmetro igual a 1 mm e base superior de diâmetro igual a 5 mm. Os materiais usados na confecção foram o teflon como base e o  $\text{GD}_2\text{O}_3$  como material interno.

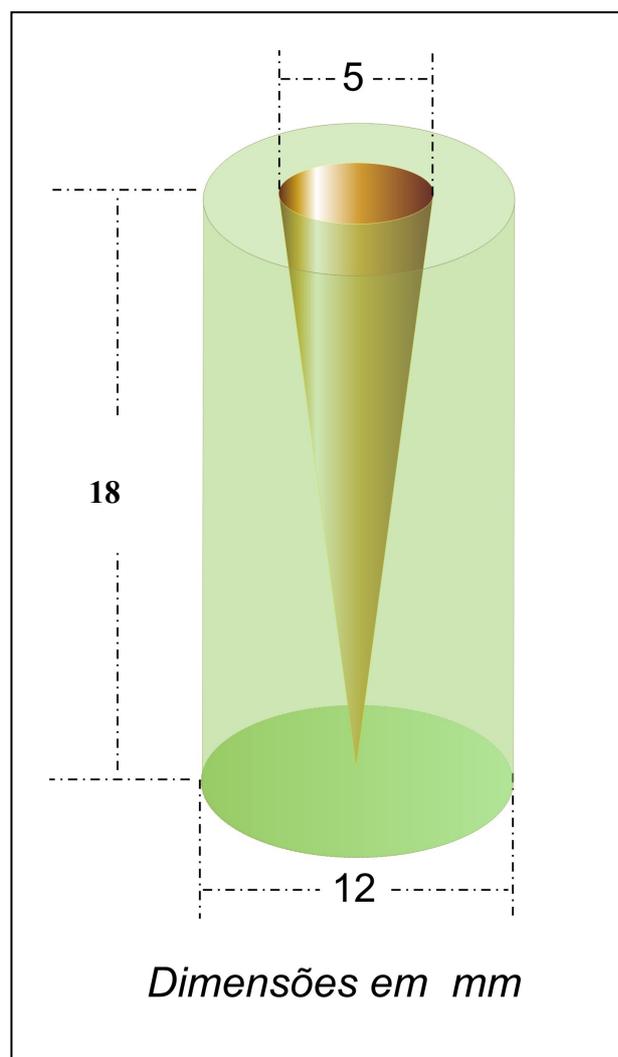


Figura 4.14 – Corpo de prova construído para verificar o desempenho do sistema tomográfico.

Foi realizada uma tomografia com ângulo total de 360° e 180 projeções, resultando um passo tomográfico de 2°, ou seja, a cada projeção o objeto é rotacionado em 2°. As imagens foram obtidas em níveis de tons de cinza e um tempo de espera de 3s. A Figura 4.15 mostra duas projeções obtidas do corpo de prova durante o processo tomográfico.

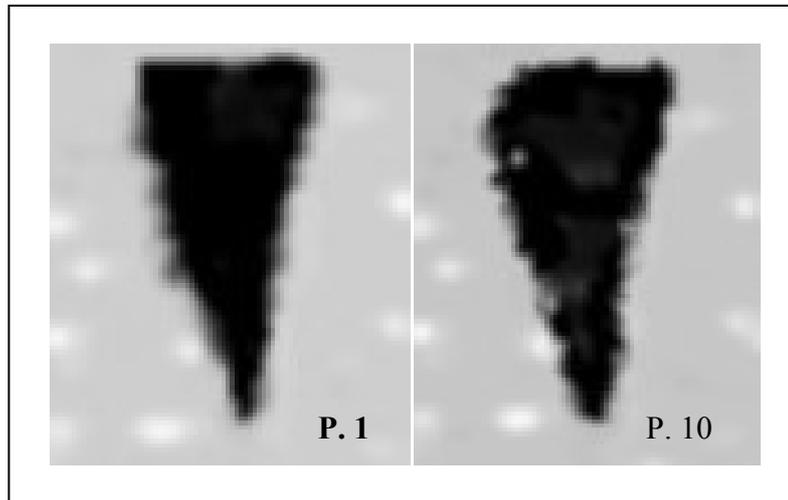


Figura 4.15 – Primeira e décima projeções do corpo de prova construído para verificar o desempenho do sistema

Para verificar a dimensão de um pixel na imagem neutronográfica, foi obtida uma projeção de uma placa de Gd com dimensões conhecidas (30 mm x 10 mm). A alta seção de choque para nêutrons térmicos deste material proporcionou uma imagem neutronográfica de excelente contraste. As condições neutronográficas foram mantidas. A Figura 4.16 mostra uma imagem neutronográfica da placa de Gd e a Figura 4.17 seu respectivo perfil, o que torna possível determinar a dimensão de cada pixel (0,22 mm x 0,22 mm).

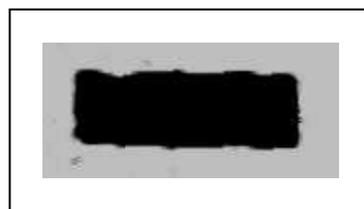


Figura 4.16 – Neutronografia de uma placa de Gd, usada para determinar a dimensão de um pixel

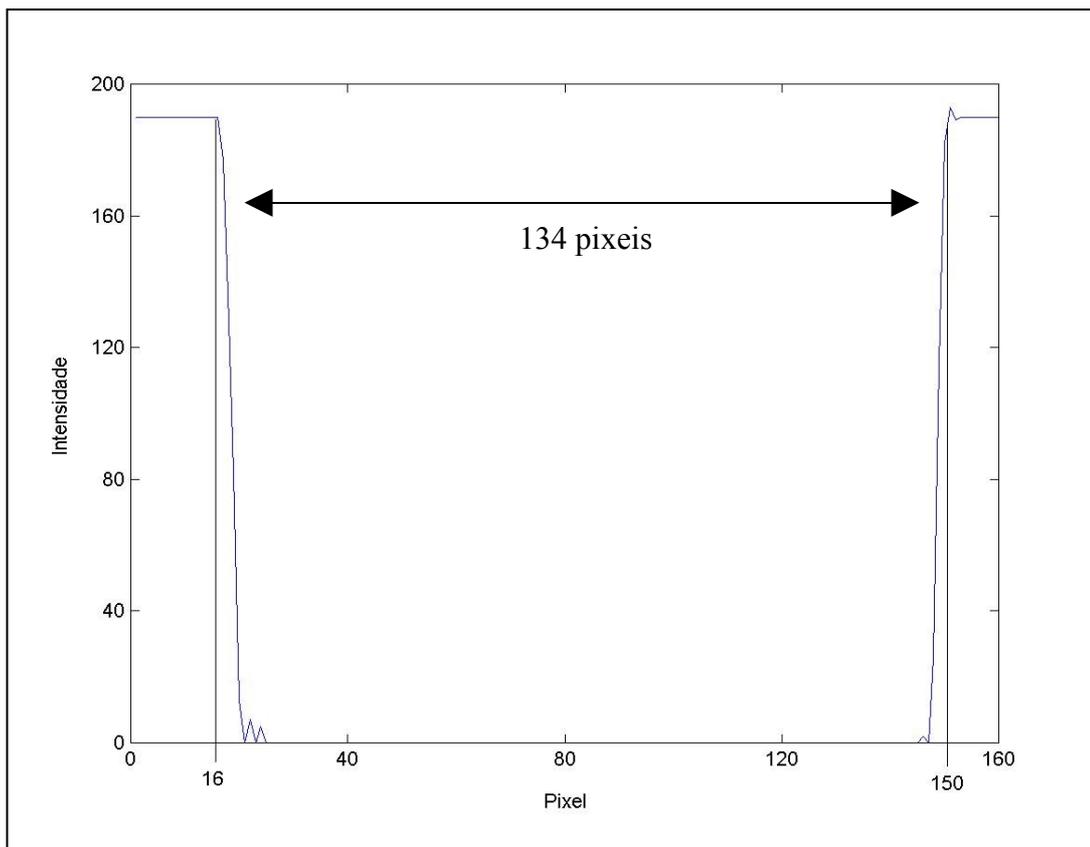


Figura 4.17 – Perfil obtido a partir de uma neutrografia de uma placa de Gd

As imagens reconstruídas desta tomografia, são apresentadas na Figura 4.18. Estas imagens correspondem a seções transversais do objeto analisado. É possível observar nas imagens (em tons mais claros) o preenchimento de Gd.

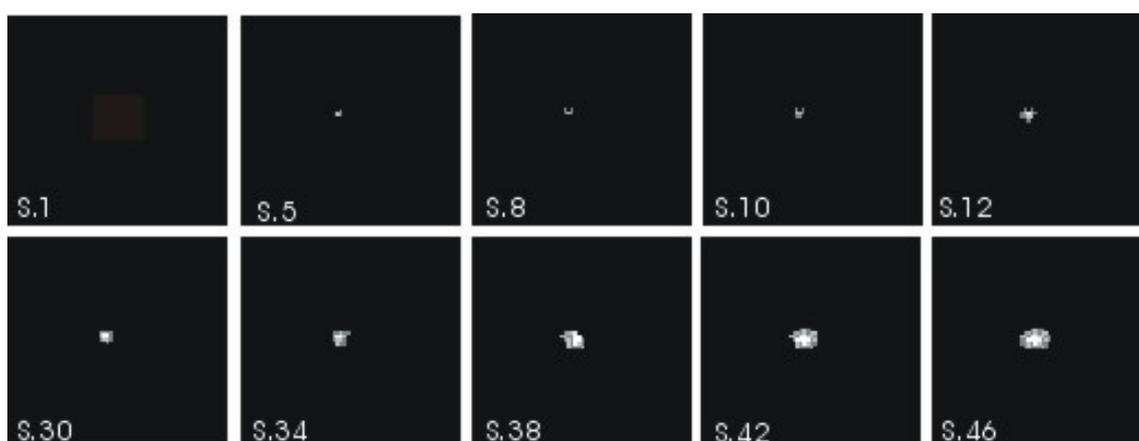


Figura 4.18 – Imagens tomográficas do corpo de prova construído com teflon e  $Gd_2O_3$ .

Um outro corpo de prova construído é apresentado na Figura 4.19, trata-se de um cilindro de alumínio com três incrustações de  $Gd_2O_3$  de profundidade distintas. A insistência no uso deste último material na construção dos corpos de prova se resume ao fato de ser um componente de alta seção de choque para nêutrons térmicos e fácil manipulação, pois encontra-se sob forma granulada.

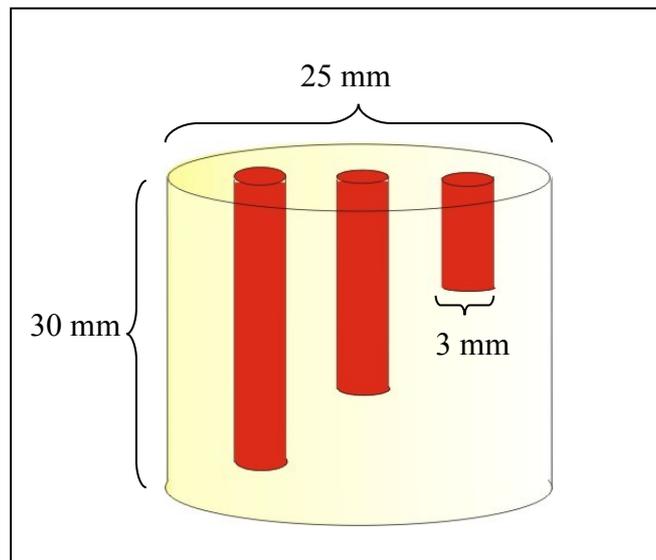


Figura 4.19 – Estrutura do corpo de prova. Bloco de alumínio com incrustações de  $Gd_2O_3$

A tomografia foi realizada com as seguintes características: ângulo total de  $360^\circ$ , 180 projeções, imagem em tons de cinza, tempo de espera de 3 segundos e sem nenhum tipo de processamento. O tempo total para a aquisição dos dados para a reconstrução foi de realizar a tomografia foi de 9 minutos. As imagens de alguns planos do corpo são mostradas na figura 4.20 e 4.21.

No capítulo a seguir, serão apresentados as discussões dos resultados encontrados no sistema desenvolvido.

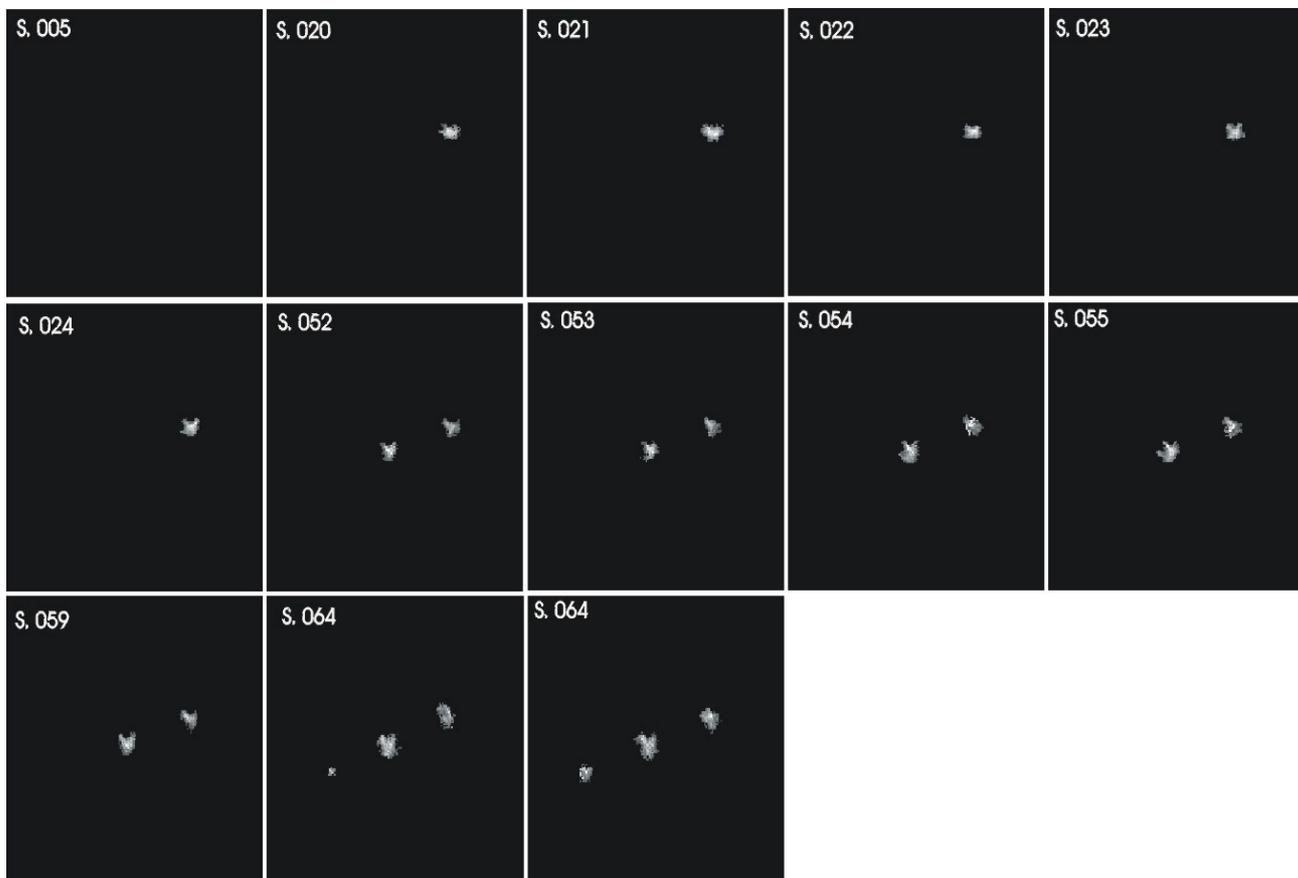


Figura 4.20 – Algumas imagens reconstruídas do corpo de prova em estudo

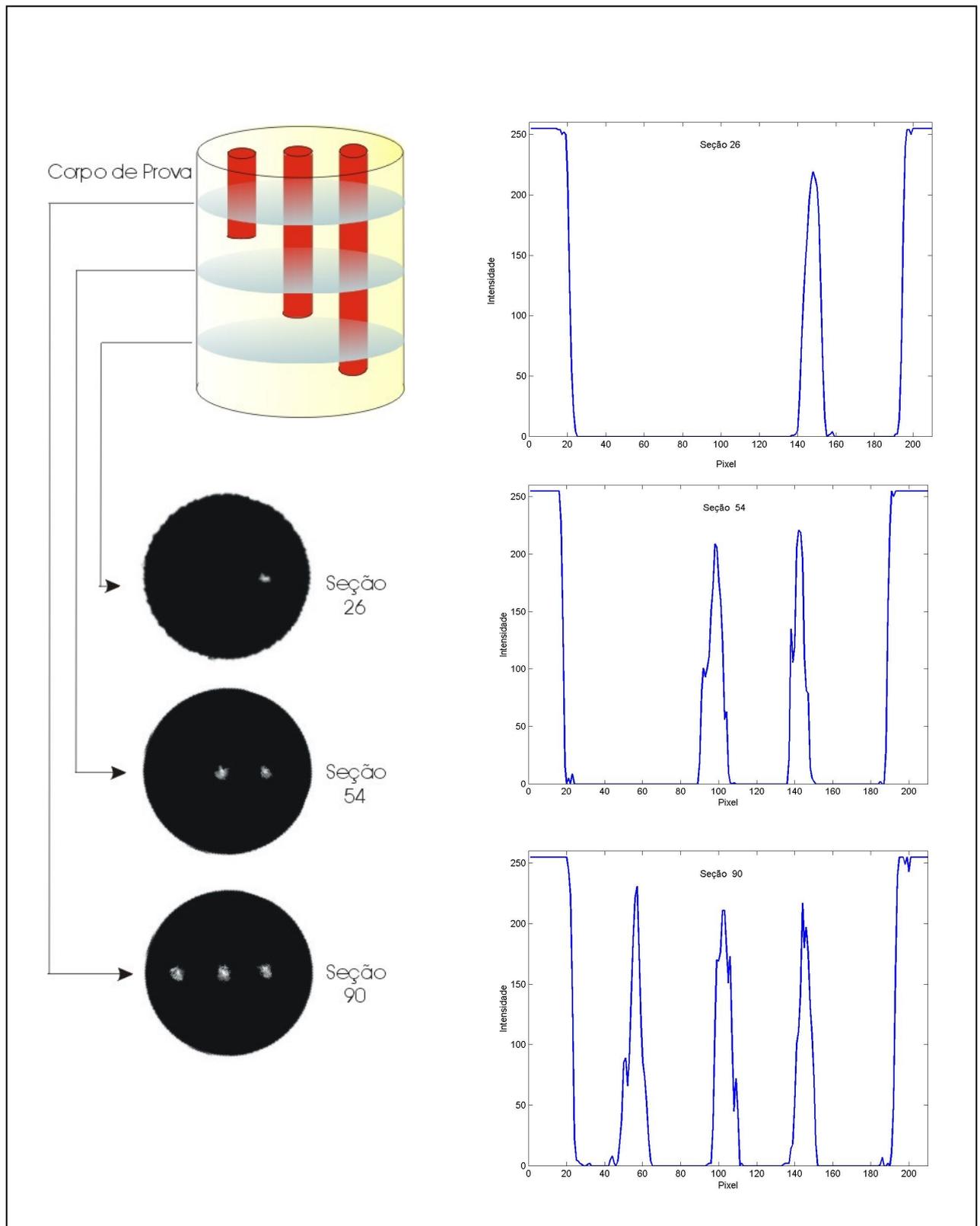


Figura 4.21– Perfis de três imagens tomográficas informando a intensidade luminosa

## CAPÍTULO 5

### DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

#### 5.1 Comparação entre os sistemas neutrongráficos

Neste tópico, os sistemas desenvolvidos equipados com a câmera fotográfica e em seguida com a câmera de vídeo são comparados entre si e confrontados com um sistema existente de neutrongrafia, que utiliza filme radiográfico convencional (Kodak Industrex MX-125) como objeto de detecção.

##### 5.1.1 Resultados quantitativos

Para encontrar a resolução espacial do sistema neutrongráfico convencional, foi utilizando a mesma metodologia apresentada no capítulo 3. O filme radiográfico é exposto a radiação, por um período adequado (40 minutos), e em seguida é revelado e digitalizado, para então obter a modulação do sinal. A partir dos valores da modulação em função da frequência espacial pode-se obter a curva MTF.

A tabela 5.1 apresenta os valores da resolução espacial, obtidos a partir da curva MTF.

Tabela 5.1 – Comparação entre os sistemas desenvolvidos e um sistema de neutrongrafia convencional

Sistema	Frequência ( $\text{mm}^{-1}$ )	Resolução (mm)
Filme Rad.	65,4	0,015
Filme Fot.	4,4	0,22
Câmera de Vídeo	3,6	0,28

A Tabela 5.2 apresenta uma comparação entre os tempos de exposição à radiação necessários para se obter imagens com os sistemas estudados. O sistema utilizando câmera de vídeo apresenta uma grande vantagem em relação aos demais, pois além de obter uma imagem neutrongráfica em um tempo muito próximo do real dispensa o processo de revelação e digitalização.

Tabela 5.2 – Comparação entre os tempos de aquisição de dados

Sistema	Tempo
<b>Filme Radiográfico</b>	<b>40 min + Rev. + Dia.</b>
Filme Fotográfico	<b>40 s + Rev. + Dig.</b>
Câmera de Vídeo	<b>2 s</b>

### 5.1.2 Resultados qualitativos

A Figura 5.1 compara duas neutrongrafias obtidas de um amendoim (a): utilizando sistema equipado com filme fotográfico (b) e com sistema neutrongráfico convencional (c).

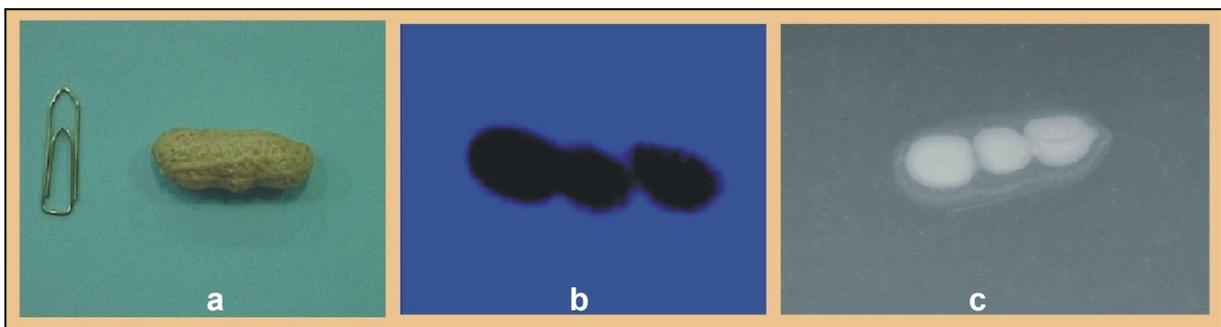


Figura 5.1 – Foto de um amendoim (a): em (b) neutrongrafia usando filme fotográfico e em (c) usando filme radiográfico

As imagens obtidas com o sistema equipado com câmera de vídeo, também foram comparadas com sistema convencional. A Figura 5.2 apresenta neutrongrafias de um bico injetor e a Figura 5.3 apresenta imagens neutrongráficas de um sensor de pressão.

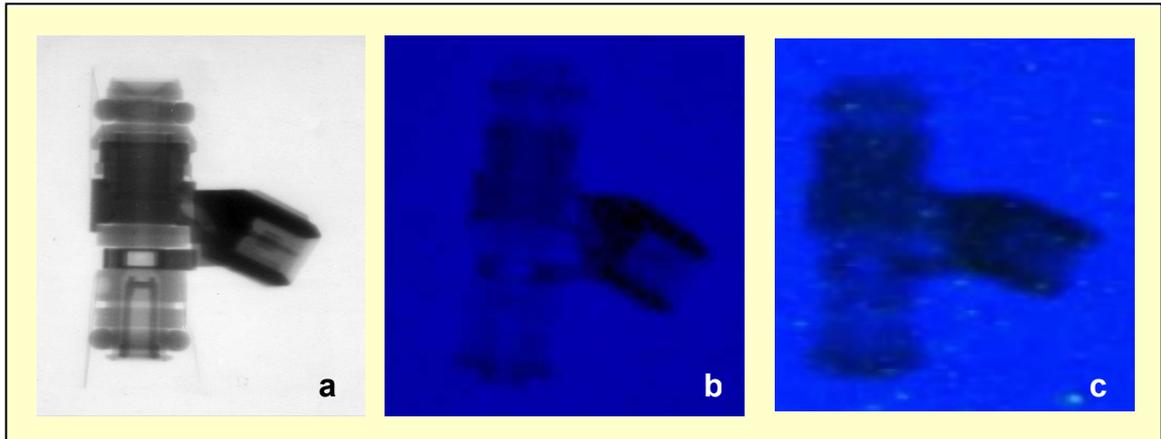


Figura 5.2 – Neutronografias de um bico injetor: em (a) com filme radiográfico, (b) com filme fotográfico e em (c) com câmera de vídeo

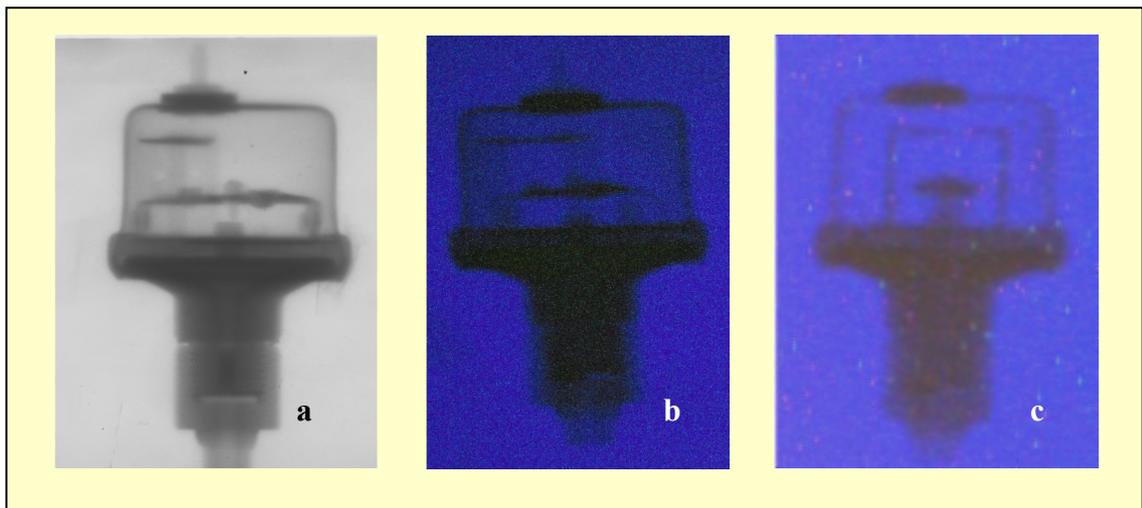


Figura 5.3 – Neutronografias de um sensor de pressão: em (a) com filme radiográfico, (b) com filme fotográfico e em (c) com câmera de vídeo.

## 5.2 Resultados tomográficos

A quinta seção transversal da Figura 4.18 no capítulo anterior, corresponde a primeira imagem reconstruída na qual aparece o contraste representativo do  $Gd_2O_3$ . Um perfil desta imagem foi obtido e é apresentado na Figura 5.4.

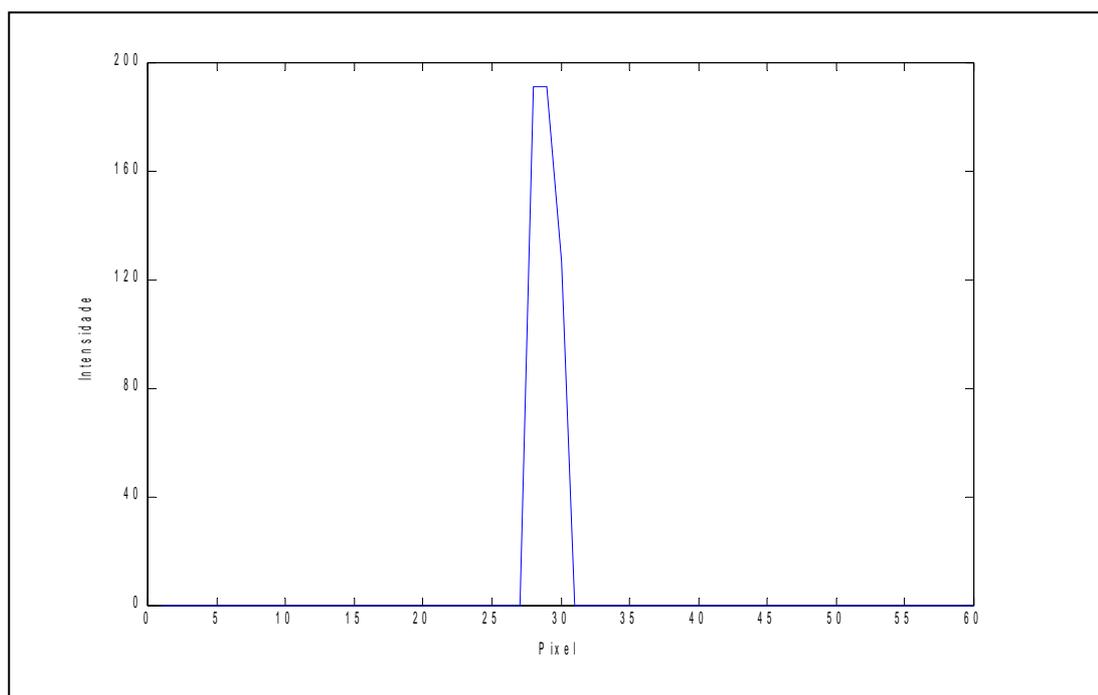


Figura 5.4 – Perfil normalizado de uma projeção da Figura 4.18

Usando a relação encontrada no Capítulo 4, onde 1 pixel possui dimensão de 0,22mm x 0,22mm, pode-se encontrar o diâmetro observado na imagem em questão. Verifica-se no perfil que a incrustação ocupa 5 pixels, resultando uma imagem de aproximadamente 1 mm. Este valor corresponde ao menor raio do tronco de cone construído no cilindro de teflon.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSÕES

Os resultados encontrados foram satisfatórios em relação a proposta inicial desta pesquisa tornando-se possível afirmar que o objetivo do trabalho foi alcançado. No decorrer do desenvolvimento do trabalho algumas conclusões foram obtidas e são destacadas abaixo:

A utilização de uma camera fotográfica para coletar a luz, possibilitou a verificação do funcionamento da tela cintiladora no feixe de radiação, viabilizando a escolha da câmera de vídeo comercial, adequada ao sistema desenvolvido.

Em termos de resolução, foi observada uma grande desvantagem na utilização da câmera de vídeo, quando comparada com o sistema radiográfico convencional. Porém para objetos com dimensões e estruturas sem muitos detalhes, essa desvantagem é irrelevante. Em contrapartida a utilização de um sistema digital possibilita a aquisição de imagens em um tempo 1200 vezes menor, além de dispensar o processo de revelação e digitalização, quando se utiliza filme radiográfico para a aquisição das imagens.

As imagens neutrongráficas dos padrões que foram construídos nesta pesquisa, possibilitaram verificar a modulação do sinal de resposta do sistema em estudo, em função da frequência espacial. Esses dados permitiram a construção da curva MTF, para obter um importante parâmetro, a resolução espacial.

Uma vantagem observada em um sistema de detecção de imagem equipado com câmera de vídeo é a possibilidade de realizar inspeções em um tempo muito próximo do real o que torna possível inspeções em sistemas dinâmicos.

Embora o desenvolvimento deste trabalho tenha tido bastante êxito, algumas sugestões de trabalho são indicadas abaixo, a fim de complementar e otimizar a utilização desse sistema:

- a) utilizar o sistema em um Reator com um fluxo de nêutrons térmicos maior que o Reator Argonauta, resultando assim como resposta da tela conversora-cintiladora uma “iluminação” mais intensa.

- b) ou ainda utilizar uma câmera de vídeo com uma sensibilidade superior, geralmente esses CCD's possuem um sistema de refrigeração para minimizar o ruído provocado pelo aquecimento.

Essas mudanças permitiriam a obtenção de imagens com qualidades superiores e também a redução no tempo de integração do sistema, tornando-o capaz de inspecionar sistemas dinâmicos, com um tempo mais próximo do real.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERI, J., et al, 1975, "A Two Dimensional Position-Sensitive Detector for Thermal Neutrons", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research - B*, 127, pp.507-523.

ALMEIDA, G. L., SOUZA, M. I. S., LOPES, R. T., Agosto 2002, "A Hybrid Technique to Evaluate the Line Spread Function". In: *VI ENAN*, E10\_142, Rio de Janeiro, Brasil.

ASANO, H., ET AL., 1996, "Application of neutron radiography to a diagnosis of refrigerator", *Nuclear Instruments e Methods, Research A* 377, pp 170 – 173.

ASTM E 1441-95 and 1570-95a, 1996, "Non-Destructive Testing, Radiation Methods, Computed Tomography". Guide for Imaging and Practice for Examination, ISO/TC 135/SC 5, N 118, USA.

BARROSO, R. C., 1997, *Tomografia Computadorizada Seletiva Usando Efeitos de Interferência em Difração de Raios-X*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BERGER, H., 1965, *Neutron Radiography – Methods, Capabilities and Applications*, ed. 1, Elsevier Publishing Company, USA.

BOCAGE, E. M., 1921, Patente N 536464, Citado por MASSIOT, J. (1974), *History of Tomography, Médica Mundi*, 19 (3), 106-115, Paris, França.

BRAZ, D., 1993, *Tomografia Computadorizada na Análise de Solo Compactado e de Mistura Asfáltica*. Tese de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BRENIZER, J. S. ET AL, 1997, "Performance characteristics of scintillators for use in na electronic neutron imaging system for neutron radiography", *Ver. Sci. Instrum.* V. 68, pp 3371 – 3379.

BROOKS, R. A., di CHIRO, G., 1976, “Principles of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographic and Radioisotope Imaging”, *Phys. Med. Biol.*, 21, pp. 689-732.

CASALI, F. ET AL, 1994, “ A system for neutron radiography with a colled CCD camera”, *Neutron radiography 4*. Pp 481 – 428.

CHUNG, K. C., 2001, *Introdução à Física Nuclear*, Ed. UERJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

COMARCK, A., M., 1963, “Representation of a Function by its Line Integrals, With Some Radiological Applications” - II, *Journal of Applied Physics*, vol. 45, pp. 2908-2913.

CROWE, K. M. et al, 1975, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, NS-22 (3), pp. 1752-1754.

GILBOY, W. B., 1984, “X and  $\gamma$  Ray Tomography in N. D. E. Applications”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 221, pp. 193-200.

GONCALVES, M. J. 2003, “Otimização de um detetor gasoso sensível a posição para a utilização em sistema tomográfico com nêutrons térmicos”, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

GONCALVES, M. J. ET AL., “development of a CCD-based image acquiring system for neutrons at the Argonauta Reactor”, *Brasilian Journal of Physics*, v. 35, n 3b, 2005.

GREENLEAF, J. F., JOHNSON, S. A., SAMAYOA, W. F., DUCK, F. A., 1975, “Image Processing for 2-D and 3-D Reconstruction from Projections”, Stanford, Aud 4-7, *Opt. Soc. Am.*, p MA 2-1 To 4.

HOUNSFIELD, G. N., 1973, “Computerized Transverse Axial Scanning –Tomography I: Description of System”, *Brit. Journal Radiol.*, 46, pp, 1016-1022.

JEAVONS, A. P., 1978, “A New Positron-Sensitive Detector for Thermal and Epithermal Neutrons”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. NS 25, número 1, pp. 553-557.

KALLMAN, H.; KUHN, E., 1942, “Neutron Image Converter”, *U.S. Patent-2*, pp. 270-373, USA.

KAPLAN, I., 1962, *Física Nuclear*, ed. 2, Rio de Janeiro, Guanabara Dois.

KOBAYASHI, H. ET AL, 1990, “Neutron radiography using cooled CCD camera”, *Neutron Radiography* 3, pp 421 – 428.

KOERNER, S., ET AL. 2000, “Design and optimization of a CCD-neutron radiography detector”, *Nuclear Instruments e Methods, research A*, pp 158 – 164.

KOEPE, R. A. et al, 1981, “Neutron Computed Tomography”, *Journal of Comp. Ass. Tomography*, 5 (1), pp. 79-88.

LEHMANN, E. , G. KUHNE, P. VONTOBEL, G. FREI, “Material Inspections by different Methods of Neutron Radiography”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. 52, february 2005.

LINDSAY, J. T., 1992, “The MTF method for neutron radiography imaging system characterization”, *Neutron Radiography* 4, USA.

LOPES, R. T., 1988, *Tomografia Computadorizada em Testes não Destrutivos*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

LOPES, R. T., PEREIRA, W. W., 1994, “A Comparative Study of Tomographies Using Gamma Rays and Neutrons in Nondestructive Testing”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, vol. 353, pp. 142-144.

MATSUBAYASHI, M., 1999, “Advancement of Neutron Radiography Technique in JRR-3M”, Conferência JAERI, Sessão 15-1, 99-006, Japão.

MILCZAREK, J. J. , ET AL. 2005, “Dynamic neutron radiography observations of water migration in porous media” , Nuclear Instruments e Methods, research A 542, pp 232 – 236.

PEREIRA, W. W., 1991, *Estudo de Tomografia Computadorizada Utilizando Feixes de Nêutrons*. Tese de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

REILLY, D., ENSSLIN, N., SMITH, H. Jr., 1991, *Passive Nondestructive Assay of Nuclear Materials*, ed. 1, Sarah Kreiner, USA.

RENKE, C. A. K., 1993, "Estudo da Moderação de Nêutrons na Direção do Canal J9 do Reator Argonauta", *Comunicação Técnica*, IEN/CNEN, Rio de Janeiro, Brasil.

SILVANI, M. I. ET AL. 2005, “Thermal neutron computed tomography at the Argonauta Reactor”, *Brasilian journal of Physics*, v.35, n 3b.

M. I. SILVANI, R. T. LOPES, R. C. A . FURIERI, 2000, “*Tomografia Computadorizada 2D com Nêutrons Térmicos e Detector Pontual*”, V ENAN.

SOUZA, M. I. S., 2001, “*Tomografia Computadorizada com Nêutrons Térmicos e Detetor Sensível à Posição*”. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

SILVANI, M. I., G. L. ALMEIDA, R. C. A . FURIERI, R. T. LOPES, J. D. ROGERS, 2006, "*Using scintillating Screens as Converter in Neutron Radiography*". 8<sup>th</sup> Word Conference on Neutron Radiography, USA.

TAKAHASHI, S., 1957, “Rotation Tomography”, *Japan Society for the Promotion of Science*, Tokyo, Japão.

THEWLIS, J., DERBYSHIRE, R. T. P., 1956, “Neutron Radiography”, *British J. Appl. Phys.*, vol. 7, número 34.

## APÊNDICE I

### CODIGO FONTE

Abaixo estão discriminados os códigos fonte dos programas utilizados para realizar o processamento e a reconstrução da imagem. O software usado para processar o programa foi o MATLAB versão 5.3.

#### Programa Principal

---

```
--  
>>  
>>  
>>  
b = ones(137,180);  
ctg = zeros(180,180);  
for k=50:51,%1 ate 137  
    for i=1:180,%imagem 1 ate o fim  
        nome1 = sprintf('tomo3%03d.bmp',i);  
        a = double(imread(nome1,'bmp'));  
        c = a + b;  
        %image(c);  
        %pause;  
        ctg(i,:)=c(k,:);  
        for j=1:180,%do pixel 1 ate 180  
            if (ctg(i,j)>127)  
                ctg(i,j)= 127;  
            end  
        end  
    end  
end  
nome2=sprintf('sino%03d.ctg',k);  
SalvarContagem(ctg,nome2);  
colormap('gray');  
image(ctg);  
pause;  
end  
>>  
>>  
>>
```

## Programa conversor (RGB em GRAY)

---

```
—  
>>>  
>>>  
>>>  
a = ones(137,180);  
for i=1:180  
    nome1 = sprintf('tomo3%03d.bmp',i);  
    a = rgb2gray(nome1);  
    figure:image(a);  
    pause  
    %imwrite(a,nome1,'bmp');  
end  
>>>  
>>>  
>>>
```

## Programa Ler Projecção

---

```
—  
>>  
>>  
>>  
function prj = LerProjecao(arquivo)  
% Entrada  
% arquivo : nome do arquivo de contagens (.prj)  
% Saida  
% prj : arquivo de projecoes (prj)  
  
fid = fopen(arquivo,'rt');  
a = fscanf(fid,'%f',1);  
p1 = ftell(fid);  
a = fscanf(fid,'%f',1);  
p2 = ftell(fid);  
len = p2-p1  
fseek(fid,0,'bof');  
fgets(fid);  
p1 = ftell(fid);  
col = fix(p1/len)  
  
fseek(fid,0,'eof');  
p2 = ftell(fid);  
lin = fix(p2/p1)  
fseek(fid,0,'bof');  
prj1 = fscanf(fid,'%f',[col,lin]);  
prj = prj1';
```

```
fclose(fid);
```

```
>>
```

```
>>
```

```
Programa Salvar Projeção
```

---

```
—  
>>
```

```
>>
```

```
>>
```

```
function SalvarProjecao(prj,arquivo)
```

```
    [l,c] = size(prj);
```

```
    fid = fopen(arquivo,'wt');
```

```
    for i=1:l,
```

```
        for j=1:c,
```

```
            fprintf(fid,'%10.5f',prj(i,j));
```

```
        end
```

```
        fprintf(fid,'\n');
```

```
    end
```

```
    fclose(fid);
```

```
>>
```

```
>>
```

```
>>
```

```
Programa Gerar Sinograma
```

---

```
—  
>>
```

```
>>
```

```
>>
```

```
function GerarSinograma2(arquivo,ini,fim)
```

```
lin_bmp = 110;
```

```
col_bmp = 140;
```

```
tot_bmp = 180
```

```
b = ones(lin_bmp,col_bmp);
```

```
ctg = zeros(tot_bmp,col_bmp);
```

```
for k=ini:fim,
```

```
    for i=1:tot_bmp,
```

```
        nome1 = sprintf('%s%03d.bmp',arquivo,i);
```

```
        a = double(imread(nome1,'bmp'));
```

```
        c = a + b;
```

```
        image(c);
```

```
        pause;
```

```
        ctg(i,:)=c(k,:);
```

```
    for j=1:140,
```

```
        if (ctg(i,j)>255)
```

```
            ctg(i,j)= 255;
```

```
        end
```

```
    end
```

```

end
maxval = max(ctg);
for i=1:140,
    ctg2(:,i) = maxval(i)./ctg(:,i);

end
prj = log(ctg2);
nome2=sprintf('sino%03d.ctg',k);
SalvarContagem(ctg,nome2);
nome3=sprintf('sino%03d.prj',k);
SalvarProjecao(prj,nome3);
colormap('gray');
    nome2
    nome3
    imagesc(prj);

pause;
end
>>
>>
>>
Programa Montar Sinograma


---


>>
>>
>>
c = uint8(zeros(180,180));
linha = 28;

for i=1:180
    nome1 = sprintf('teste%03d.bmp',i);
    a = imread(nome1,'bmp');
    c(i,:) = a(linha,:);
end
%figure:image(c);
colormap('gray');
map=colormap;
%pause
nome2 = sprintf('sino%03d.bmp',linha);

imwrite(c,map,nome2,'bmp');
>>
>>
>>

```

## Programa Ler Sinograma

---

```
>>
>>
>>
function prj = LerSinograma(arquivo)
% Entrada
% arquivo : nome do arquivo de contagens (.ctg)
% Saida
% prj : arquivo de projecoes (prj=log(Io/I))

    fid = fopen(arquivo,'rt');
    a = fscanf(fid,'%f',1);
    p1 = ftell(fid);
    a = fscanf(fid,'%f',1);
    p2 = ftell(fid);
    len = p2-p1
    fseek(fid,0,'bof');
    fgets(fid);
    p1 = ftell(fid);
    col = fix(p1/len)

    fseek(fid,0,'eof');
    p2 = ftell(fid);
    lin = fix(p2/p1)
    fseek(fid,0,'bof');
    prj1 = fscanf(fid,'%f',[col,lin]);
    maxval = max(prj1);
    size(prj1)
    size(maxval)
    col
    lin

    for i=1:lin
        prj1(:,i) = maxval(i)./prj1(:,i);
    end
    prj = log(prj1');
fclose(fid);
>>
>>
>>
```

## Programa Retroprojeção

---

```
>>
```

```
>>
```

```
>>
```

```
function img = RetroProjecaoV3(proj,fator)
```

```
Entradas:
```

```
proj: sinograma (linXcol)
```

```
fator: valor do zera-borda
```

```
Saida:
```

```
img : matriz de reconstrucao (colXcol)
```

```
[lin,col] = size(proj)
```

```
lin = lin/2;
```

```
img = zeros(col);
```

```
dteta = pi/lin;
```

```
teta = 0;
```

```
metade = 0.5*(col-1)
```

```
for p1=1:0.5*lin (projecao)
```

```
    p2 = p1+0.5*lin;
```

```
    fprintf('projecoes numero: %d e %d\n',p1,p2)
```

```
    cos_teta = cos(teta);
```

```
    t1 = 1+metade*(1-cos_teta);
```

```
    for j=0:col-1
```

```
        sin_teta = sin(teta);
```

```
        t = t1-metade*sin_teta;
```

```
    for i=0:col-1
```

```
        if (img(i+1,j+1)>-900)
```

```
            if (t>=1 & t<=col)
```

```
                px11 = proj(fix(p1),fix(t+0.5));
```

```
                img(i+1,j+1) = img(i+1,j+1)+px11;
```

```
                px12 = proj(fix(p2),fix(t+0.5));
```

```
                img(j+1,col-i) = img(j+1,col-i)+px12;
```

```
            else
```

```
                img(i+1,j+1) = -999;
```

```
                img(j+1,col-i) = -999;
```

```
            end
```

```
    end
```

```
    t = t+sin_teta;
```

```
end
```

```

        t1 = t1+cos_teta;
    end
    teta = teta+dteta;
end

mp = max(max(img));
for j=1:col
    for i=1:col
        if (img(i,j)<fator*mp)
            img(i,j) = 0;
        end
    end
end
end
end

```

>>

>>

>>

Programa Reconstrução

---

—  
>>

>>

>>

```
function img = Reconstrucao3d(arquivo,ini,fim,fator)
```

```

for i=ini:fim,
    nome=sprintf('%s%03d.ctg',arquivo,i);

    prj = LerSinograma(nome);
    nome=sprintf('%s%03d.prj',arquivo,i);
    SalvarProjecao(prj,nome);
    [lin,col] = size(prj)
    filtro = CalculaFiltro(0,32);
    for j=1:lin
        prj2(j,:) = conv(prj(j,:),filtro);
    end
    [lin,col] = size(prj2)
    img = RetroProjecaoV3(prj2,fator);
    gm = GrayMap(255);
    Colormap(gm);
    imagesc(img);
    pause
    maxval = max(max(img));
    img = 255*img./maxval;
    nome = sprintf('%s_rec%03d.bmp',arquivo,i);
    imwrite(img,gm,nome,'bmp');
end
>>

```