

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

**Tomografia Computadorizada de Raios-X
como Técnica de Ensaios Não Destrutivos
de Materiais**

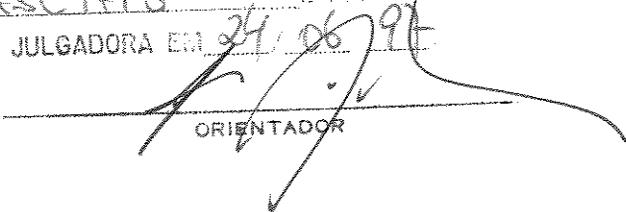
Autor: **Célio Maschio**

Orientador: **Antonio Celso Fonseca de Arruda**

Co-orientador: **Roberto de Alencar Lotufo**

19/97

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL
DA TESE DEFENDIDA POR CELIO
MASCHIO E APROVADA PELA
COMISSÃO JULGADORA EM 24.06.97


ORIENTADOR

M375t

31606/BC



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS

Tomografia Computadorizada de Raios-X como Técnica de Ensaios Não Destrutivos de Materiais

Autor : **Célio Maschio**

Orientador: **Antonio Celso Fonseca de Arruda**

Co-Orientador: **Roberto de Alencar Lotufo**

Curso: **Engenharia Mecânica.**

Área de concentração: **Materiais e Processos de Fabricação**

Dissertação de mestrado apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 1997

S.P - Brasil

6560174

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Tomografia Computadorizada de Raios-X como
Técnica de Ensaios Não Destrutivos de Materiais**

Autor : **Célio Maschio**

Orientador: **Antonio Celso Fonseca de Arruda**

Co-Orientador: **Roberto de Alencar Lotufo**



Prof. Dr. Antonio Celso Fonseca de Arruda, Presidente

FEM - UNICAMP



Prof.^a Dr.^a Mirabel Cerqueira Rezende

AMR / CTA - SÃO JOSÉ DOS CAMPOS



Prof. Dr. Rodney Bertazzoli

FEM - UNICAMP

Campinas, 24 de junho de 1997

Agradecimentos

- Ao professor Antonio Celso Fonseca de Arruda, pelo estímulo e incentivo durante todas as etapas deste trabalho.
- Ao professor Roberto de Alencar Lotufo, pela valiosa colaboração na leitura das imagens e utilização do software Khoros.
- Ao professor Rodnei Bertazzoli e ao aluno de doutorado Marcos Lanza pela colaboração na parte de caracterização do filtro eletroquímico.
- À Dra. Mirabel Cerqueira Rezende, do CTA/AMR - São José dos Campos, pela viabilização do empréstimo de amostras e componentes.
- À EMBRAER, pela doação de amostras.
- Ao Dr. Lívio Nanni, do Departamento de Radiologia da Faculdade de Ciências Médicas, pelo uso do tomógrafo Hospital das Clínicas da Unicamp.
- Ao aluno de doutorado José Adilson Tenório Gomes.
- À CAPES, pelo apoio financeiro.
- E a todos que, direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Sumário

Capítulo 1 - Introdução.....	1
Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica	6
2.1 Introdução.....	6
2.2 A evolução da tomografia computadorizada: uma técnica versátil de ensaios não destrutivos.....	6
2.3 A tomografia computadorizada (TC) na caracterização de materiais avançados.	9
Capítulo 3 - Tomografia Computadorizada de Raios-X	13
3.1 Introdução.....	13
3.2 Geração dos Raios-X.....	13
3.3 Interação dos raios-x com a matéria	15
3.4 Detectores de radiação.....	17
3.4.1 Câmaras de ionização.....	18
3.4.2 Detetores de estado sólido (Solid Scintillation Detectors)	19
3.5 Princípios de reconstrução de uma imagem tomográfica.....	21
3.5.1 Imagem digital.....	21
3.5.2 Formação da imagem tomográfica.....	22
3.6 Parâmetros de operação de um tomógrafo de uso médico.....	24
3.7 Resolução de uma imagem tomográfica.....	26
3.8 Ruído de uma imagem.....	27
3.9 Artefatos de imagem.....	28
3.10 Evolução dos tomógrafos médicos.....	29
3.10.1 Primeira geração de tomógrafos.....	30
3.10.2 Segunda geração de tomógrafos.....	30
3.10.3 Tomógrafos de geração superior.....	31
Capítulo 4 - Processamento Digital de Imagens.....	33
4.1 Introdução.....	33
4.2 Etapas do Processamento Digital de Imagens.....	33
4.3 Filtragem no domínio espacial.....	35

4.3.1 Filtragem linear.....	36
4.3.2 Filtragem não linear	38
4.4 Operações no domínio da frequência.....	39
4.4.1 Transformada de Fourier.....	39
4.4.2 Filtragem no domínio da frequência.....	40
4.5 Segmentação.....	43
4.6 O sistema Khoros.....	46
Capítulo 5 - Materiais e Métodos	50
5.1 Descrição do equipamento.....	50
5.2 Materiais e casos estudados.....	51
5.2.1 Descrição do filtro eletroquímico.....	54
5.3 Processamento das imagens.....	56
Capítulo 6 - Resultados e Discussões	57
6.1 Amostras de material compósito	57
6.1.1 Bloco de carbono com fibras tridirecionais	57
6.1.2 Tubeira de foguete	59
6.1.3 Perfil tipo colmeia	61
6.2 Amostras de metal	62
6.2.1 Alumínio	62
6.2.2 Magnésio	67
6.3 Aplicação da tomografia computadorizada de raios-x na análise de filtros eletroquímicos	68
6.3.1 - Análise qualitativa.....	68
6.3.2 - Análise quantitativa.....	68
6.4 Aplicação de filtros matemáticos na correção de endurecimento de feixe e atenuação de ruídos.....	71
Capítulo 7 - Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros	79
Referências Bibliográficas	81

Lista de Figuras

Figura 3.1 - Tubo de raios-x.....	15
Figura 3.2 - Espalhamento coerente ou elástico.....	17
Figura 3.3 - Espalhamento incoerente ou de Compton.....	17
Figura 3.4 - Representação esquemática de um detetor de estado sólido.....	21
Figura 3.5 - Caminho percorrido pelo feixe de raios-x.....	24
Figura 3.6 - Relação entre espessura de corte, pixel e voxel.....	26
Figura 3.7 - Primeira geração de tomógrafos.....	30
Figura 3.8 - Segunda geração de tomógrafos.....	31
Figura 3.9 (a) Terceira geração de tomógrafos; (b) Quarta geração de tomógrafos.....	32
Figura 3.10 - Representação de um sistema de tomografia helicoidal.....	32
Figura 4.1 - Máscara numa posição genérica (x,y)	35
Figura 4.2 - Máscara genérica 3x3.....	36
Figura 4.3 - Máscaras especiais.....	37
Figura 4.4 - Resultado da aplicação do operador <i>Sobel</i> na imagem de um bloco de carbono/carbono com fibras tridirecionais.....	38
Figura 4.5 - Representação esquemática de uma filtragem no domínio da frequência.....	41
Figura 4.6 - Exemplo de imagem para cálculo de área de objetos.....	44
Figura 4.7 - Imagem rotulada.....	44
Figura 4.8 - Imagem com os contornos rotulados.....	45
Figura 4.9 - Área das regiões conectadas.....	45
Figura 4.10 - Perímetro dos contornos conectados.....	46
Figura 4.11 - Workspace para filtragem no domínio da frequência.....	48
Figura 4.12 - Parâmetros do operador <i>low-pass</i>	49
Figura 4.13 - Operador <i>extract</i>	49
Figura 5.1 - Garganta de tubeira de foguete.....	53
Figura 5.2 - Perfil estrutural.....	53
Figura 5.3 - Bloco de carbono com fibras tridirecionais.....	53
Figura 5.4 - Perfil de alumínio.....	54
Figura 5.5 - Cilindros de alumínio.....	54
Figura 5.6 - Representação esquemática de uma célula eletrolítica.....	55

Figura 6.1 - Sequência de 4 imagens de um bloco de carbono/carbono	58
Figura 6.2 - Imagens transversais do bloco de carbono bidirecional	58
Figura 6.3 - Imagem transversal da tubeira	59
Figura 6.4 - Imagem transversal da tubeira	61
Figura 6.5 - Seções transversal e longitudinal do perfil tipo colmeia	61
Figura 6.6 - Imagem do perfil de alumínio	62
Figura 6.7 - Imagens (longitudinal e transversal) de um tarugo de alumínio	63
Figura 6.8 - Imagens (longitudinal e transversal) de uma amostra de alumínio fundido.....	63
Figura 6.9 - Imagem transversal e coeficiente de atenuação de uma amostra de alumínio.....	64
Figura 6.10 - Resultado da segmentação dos contornos dos furos no tarugo de alumínio.....	65
Figura 6.11 - Resultado da medida do perímetro dos furos produzidos no tarugo de alumínio.....	65
Figura 6.12 - Representação gráfica (tridimensional) de defeitos introduzidos num tarugo de alumínio	66
Figura 6.13 - Imagem de um bloco de magnésio	67
Figura 6.14 - Gráfico de um trecho da imagem da figura 6.13	67
Figura 6.15 - Imagens tomográficas do filtro eletroquímico (eletrodo).....	71
Figura 6.16 - Números CT ao longo da profundidade do eletrodo.....	72
Figura 6.17 - Penetração de corrente ao longo da profundidade do eletrodo.....	72
Figura 6.18 - Penetração de corrente ao longo da profundidade do eletrodo (modificada de DOHERTY).....	72
Figura 6.19 - Filtragem com o filtro da mediana.....	76
Figura 6.20 - Resultado da filtragem no domínio da frequência com filtro de ordem 1.....	77
Figura 6.21 - Resultado da filtragem no domínio da frequência com filtro de ordem 2.....	78

Resumo

MASCHIO, CÉLIO. *Tomografia Computadorizada de Raios-x como Técnica de Ensaio Não Destrutivo de Materiais*, Dissertação (Mestrado), Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 1997, 85 p.

A tomografia computadorizada de raios-x tem extrapolado a área médica e ganhado campo em inúmeras aplicações onde se faz necessária a interpretação (qualitativa e quantitativa) da estrutura interna de um material opaco, sem destruí-lo. O presente trabalho demonstra a aplicação desta técnica em ensaios não destrutivos, utilizando-se amostras de materiais e componentes de diferentes densidades e geometrias, com defeitos simulados e reais, ensaiados em tomógrafos médicos. Demonstra-se, também, o uso da técnica na caracterização de filtros eletroquímicos usados para remoção de agentes contaminantes (no caso, zinco) de efluentes industriais. Foram usadas técnicas de processamento digital de imagens (sistema Khoros) para a caracterização dos defeitos encontrados, através da medida do coeficiente de atenuação do material em regiões de interesse, e por meio do cálculo de parâmetros dimensionais tais como área e perímetro. Foram aplicadas operações de filtragem matemática para a correção do efeito de endurecimento de feixe, verificado nas imagens de materiais metálicos, sobretudo no alumínio. Devido à sua natureza qualitativa e quantitativa, a tomografia computadorizada de raios-x demonstrou ser uma ferramenta promissora em ensaios não destrutivos de materiais. Este trabalho demonstra e reforça sua aplicabilidade através do uso de processamento digital de imagens.

Palavras Chave

Tomografia Computadorizada, Raios-X, Ensaio não Destrutivo, Processamento de Imagens - Técnicas Digitais

Abstract

MASCHIO, CÉLIO. *Tomografia Computadorizada de Raios-x como Técnica de Ensaios Não Destrutivos de Materiais*, Dissertação (Mestrado), Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 1997, 85 p.

X-ray computed tomography (XCT), originally developed for medical purposes is becoming increasingly applied to several applications where it is necessary the interpretation of the internal structure of an object nondestructively. The present work shows the application of this technique to nondestructive testing using materials and components of different density and geometry, with simulated and real defects tested in a medical scanner. Characterization of electrochemical filters used to remove contamination agents (in this case, zinc) in industrial effluents, by XCT technique is also described. Digital image processing have been used (software Khoros) for defects characterization, determining the attenuation coefficient in regions of interest and measuring parameters like area and perimeter. Digital filtering operations have been applied for beam hardening correction in metallic materials images, mainly aluminum. Due its qualitative and quantitative nature, XCT technique established to be a promising tool of nondestructive materials evaluation and this work emphasizes its applicability through digital image processing.

Key Words

Computed Tomography, X-Ray, Nondestructive Testing, Image Processing - Digital Techniques

Capítulo 1

Introdução

A evolução científica e tecnológica tem proporcionado diversos recursos que contribuem para a melhoria da vida das civilizações. No campo tecnológico, tem-se buscado constantemente o aperfeiçoamento das várias etapas que compõem a tarefa de gerar produtos e recursos, ou seja, desde o projeto até a inspeção e aprovação do produto final. Todas as etapas estão interligadas e dependem uma da outra. Assim, um bom projeto, para ter sucesso, deve ser executado por meios eficientes de fabricação, utilizando-se materiais adequados e meios de inspeção eficientes que possam detectar uma eventual falha nas etapas anteriores. O aperfeiçoamento dos produtos e dos materiais requer, também, o aperfeiçoamento das técnicas de inspeção, que sejam capazes de revelar anomalias que venham comprometer o bom desempenho do material ou produto. Uma modalidade importante de inspeção são os ensaios não destrutivos, pois eles preservam a integridade da amostra sob exame. Quanto mais informações da estrutura interna do objeto for possível obter não destrutivamente, mais eficiente é a técnica.

Com este propósito, as técnicas de tomografia computadorizada vêm ocupando cada vez mais espaço nas mais diversas áreas de aplicação tecnológica de ensaios não destrutivos. Seu poder de aplicação está no mérito de se obter imagens internas de um objeto de maneira rápida e não destrutiva, revelando com clareza o conteúdo da parte do objeto em estudo e fornecendo dados quantitativos das dimensões e das características do material (densidade e número atômico) relacionados a um mapeamento das interações entre a energia e a matéria.

Uma das técnicas mais tradicionais de ensaios não destrutivos (com exceção da inspeção visual) é a radiografia, que fornece uma projeção do objeto como um todo, através da passagem dos raios-x pelo objeto e posterior incidência num detetor de filme, onde a imagem (em forma de sombra) é gravada. Essa projeção do objeto implica em algumas limitações desta técnica em virtude da superposição de aspectos internos do objeto ao longo do caminho do feixe de raios-x.

A tomografia computadorizada de raios-x, desenvolvida a partir do início da década de 70, é uma evolução da técnica radiográfica, que permite obter a imagem digitalizada de uma seção qualquer escolhida, sem os efeitos da superposição, o que fornece muito mais detalhes a respeito da estrutura interna do objeto. A formação da imagem é baseada na atenuação que os raios-x sofrem ao atravessar a matéria e é reconstruída através de múltiplas projeções. A atenuação é devida, principalmente, ao espalhamento de Compton (os princípios de atenuação e de reconstrução de imagens serão discutidos mais adiante). A maneira como os raios-x são atenuados e, portanto, o aspecto da imagem reconstruída, está associada basicamente à densidade do material. As informações obtidas podem ser armazenadas em computador e processadas posteriormente através de avançados softwares de processamento digital de imagens. Outras modalidades de tomografia estão sendo desenvolvidas como, por exemplo, a tomografia de raios gama, de emissão de nêutrons, tomografia por emissão pósitrons, tomografia de prótons de baixa energia, etc.

No Brasil, o uso das técnicas tomográficas ainda estão concentradas na área da medicina. Mas, como estas tem se revelado, internacionalmente, uma poderosa técnica de ensaio não destrutivo, vem despertando bastante interesse por aplicação em outras áreas, principalmente na área de engenharia ou área industrial. Há, porém, uma limitação devido à disponibilidade no Brasil somente de tomógrafos médicos (relativamente de baixa energia), cuja construção se destina a obter imagens dos tecidos do corpo humano. Quando a densidade do material a ser tomografado em um tomógrafo médico é bem maior do que a densidade dos tecidos do corpo humano, no caso dos metais, por exemplo, surge um problema inerente ao sistema, chamado de artefatos de imagem (anomalias que mascaram a interpretação da imagem), causado principalmente pelo fenômeno de endurecimento de feixe. Poucos sistemas de tomografia são utilizados exclusivamente em aplicações ligadas à pesquisa e desenvolvimento. Destes poucos exemplos, pode-se citar o caso da PETROBRÁS e da EMBRAPA. Outros grupos de pesquisa têm usado equipamentos instalados em hospitais, utilizando-os em horários ociosos. Não obstante às relativas limitações no Brasil, inúmeros trabalhos estão sendo desenvolvidos com bastante sucesso, como na área de engenharia de petróleo (caracterização de rochas-reservatórios, por exemplo), na área de estudos do solo e vem se mostrando como uma promissora ferramenta na caracterização de materiais avançados.

Os Estados Unidos é um país de destaque na área de tomografia, possuindo tomógrafos industriais de tamanhos diversificados e de altíssima energia e, portanto, com alto poder de penetração, sendo possível obter imagens de materiais muito densos e de várias dimensões. Os relatórios publicados pela NASA em conjunto com a BOEING (BOSSI, 1990) mostram que é possível avaliar desde pás de turbinas para pequenos motores a jato, usando fontes de energia de raios-x de média potência (centenas de KeV), até a inspeção de grandes mísseis balísticos intercontinentais, onde são exigidas fontes de energia de altíssima energia (milhares de KeV).

Os materiais avançados, principalmente a classe dos compósitos (combinação de fibras ou partículas com uma matriz), são, na realidade, projetados para uma dada aplicação. Entretanto, devido à sua natureza não homogênea, surgem problemas na manufatura e no manuseio que resultam em defeitos peculiares para cada peça ou tipo de material, os quais podem encontrar-se internamente e de modo não identificável. Dentre esses defeitos pode-se citar separação do material de reforço da matriz, desalinhamentos de fibras ou distribuição não homogênea das mesmas, deslocamentos de camadas (delaminações), porosidades, etc. Estes materiais têm sido utilizados em diversos componentes aeroespaciais e aeronáuticos de alta responsabilidade, cuja complexidade tem aumentado cada vez mais. Portanto, uma técnica de ensaio não destrutivo capaz de avaliar esses defeitos e contribuir para o aperfeiçoamento do processo de manufatura, bem como para a detecção de outras causas de defeitos é fundamental.

Para esse fim, a tomografia computadorizada de raios-x se mostra uma técnica altamente viável por diversos motivos. Como esses materiais são relativamente de baixa densidade, sua resposta aos tomógrafos de uso médico é muito boa, fornecendo imagens com ótima resolução e praticamente isenta de artefatos (anomalias na imagem inerentes ao processo de reconstrução). Outra clara vantagem é que através desta técnica é possível avaliar componentes de alta complexidade geométrica, o que já se tornaria complicado, por exemplo, com o uso de ultra-som, onde normalmente se exige o contato de sensores (ou transdutores) com a superfície da peça a ser ensaiada. Assim, a tomografia computadorizada de raios-x vem sendo bastante aplicada em ensaios não-destrutivos de materiais, particularmente de materiais compósitos. Muitos progressos têm sido realizados nesta área, de modo que hoje esta técnica,

associada às técnicas de processamento digital de imagem, vem se revelando como uma importante ferramenta na caracterização desses materiais estratégicos.

O campo de aplicação desta técnica é muito extenso, podendo-se citar ainda: testes de componentes críticos em indústria nuclear, monitoramento de instalações em engenharia química, inspeção e validação de objetos arqueológicos, avaliação do crescimento de árvores, usada como interface nos sistemas CAD-CAM aplicados na engenharia industrial, inspeção de combustíveis sólidos para foguetes e materiais bélicos, análises de componentes eletrônicos, etc.

O objetivo central deste trabalho é procurar mostrar que a técnica de tomografia computadorizada de raios-x é útil na avaliação não destrutiva de vários materiais e componentes, detectando-se uma série de defeitos previamente conhecidos e defeitos reais (não conhecidos). Como objetivos específicos procuramos:

- numa análise qualitativa, obter as imagens tomográficas dos diversos tipos de materiais investigando a presença de diferentes tipos de defeitos reais (desconhecidos) tais como os vazios, e detectar defeitos previamente conhecidos.
- quantificar, através de processamento digital de imagens, defeitos com dimensões conhecidas, nos casos onde há alto contraste entre o defeito e o material não defeituoso.
- avaliar quantitativamente regiões de defeitos (defeitos reais), comparando-as com regiões não defeituosas.
- aplicar filtros matemáticos em imagens de material metálico (homogêneo) para atenuar o efeito de endurecimento de feixe.

Ainda dentro dos objetivos deste trabalho, está a aplicação da tomografia na análise de filtros eletroquímicos, procurando avaliar o comportamento destes filtros em relação à concentração de metal depositado e a penetração de corrente elétrica.

A principal diretriz que nos norteou foi a escolha de materiais que tivessem alguma relevância com relação ao processo de fabricação e/ou aplicação. É importante frisar que a aplicação desta técnica a nível tecnológico deve levar em conta dois fatores principais, ou seja, o custo do material ou componente a ser investigado e a responsabilidade intrínseca ao

seu desempenho. Por exemplo, uma válvula cardíaca pode não representar um custo alto, porém há uma alta responsabilidade com relação ao seu bom desempenho. Dentro deste propósito foi fundamental o contato que mantivemos com a Divisão de Materiais do CTA e com a EMBRAER de onde conseguimos boa parte das amostras tomografadas. O número de peças passíveis de serem ensaiadas disponíveis no CTA, a importância e a compatibilidade do material constituinte destas peças com o tomógrafo médico utilizado, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Introdução

A primeira demonstração da técnica de raios-x foi feita por Röntgen em 1895 e esse método de ensaio não destrutivo vem sendo continuamente desenvolvido para ampliar suas aplicações (BERTIN, 1970). A radiografia se tornou uma das técnicas mais usadas como investigação não destrutiva na indústria e na medicina. Röntgen demonstrou esta técnica através de uma radiografia da mão de sua esposa, mostrando o contraste entre os tecidos macios e a estrutura óssea. A radiografia convencional fornece a projeção da estrutura do objeto que, na forma de uma sombra, é gravada em um filme fotográfico. Essa característica torna esta técnica limitada para vários propósitos, como por exemplo, a localização espacial de um defeito.

O caráter da superposição foi parcialmente solucionado por Bocage em 1921, o qual desenvolveu uma configuração onde um tubo de raios-x e um filme fotográfico se moviam simultaneamente durante a emissão do feixe, de tal forma que um determinado plano ou seção transversal do objeto fosse projetado no filme com mais destaque em relação aos outros planos (WELLS, 1994). Outras importantes pesquisas contribuíram para o desenvolvimento da tomografia até o estágio atual. O estudo das interações dos raios-x com a matéria, desenvolvido principalmente por Von Laue, em 1912, e por Bragg, em 1913, são destaques neste campo.

2.2 A evolução da tomografia computadorizada: uma técnica versátil de ensaios não destrutivos

Em 1970, a tomografia computadorizada de raios-x foi efetivamente demonstrada por Hounsfield, que juntamente com Cormack, recebeu o prêmio Nobel de medicina, em 1979. A tomografia se tornou uma das técnicas de exame médico mais importantes, desde o início da

década de 70 até hoje (WELLS, 1994). O desenvolvimento dos computadores permitiu que esta técnica se tornasse cada vez mais versátil, extrapolando suas aplicações a outras áreas científico-tecnológicas. Em meados dos anos 80 começaram a aparecer trabalhos na literatura científica reportando a aplicação da Tomografia Computadorizada de Raios-X (TCX) em ensaios de vários materiais como plásticos, borracha, materiais compósitos, madeira, metais e componentes industriais (WELLS, 1994).

A utilização desta técnica é adequada para qualquer tipo de análise onde o interesse é a visualização dos aspectos internos de materiais, componentes, etc, de maneira rápida e não destrutiva. Por isso, a extensão de sua aplicação tem sido comprovada por inúmeros trabalhos nas mais diversas áreas (CESAREO, 1989; CLAYTOR, 1989; COSHELL, 1994). Na análise de materiais e componentes, as possibilidades de aplicação são muito diversas, podendo-se citar: componentes aeroespaciais (pás de helicóptero, tubeiras de foguete), pás de turbinas, rodas de avião, rotores, componentes automobilísticos, materiais cerâmicos, materiais compósitos, componentes de alumínio em geral, soldas em alumínio, etc.

Os sistemas médicos têm se mostrado particularmente apropriados para investigações de materiais orgânicos tais como a borracha, plásticos, madeira e uma variedade de metais leves, a exemplo do alumínio, magnésio, etc, os quais apresentam densidades não muito distantes (superiores) às dos tecidos mais densos (ossos) do corpo humano. Elementos com número atômico até a faixa de 20 (Ca) e com massa específica até aproximadamente 2 g/cm^3 , são passíveis de serem estudados em tomógrafos de uso médico. Grande parte dos materiais poliméricos e compósitos encontram-se nesta categoria, sendo que poucos excedem 2 g/cm^3 (PERSSON, 1988).

A evolução dos tomógrafos médicos permitiu chegar a aparelhos industriais sofisticados e com altíssima potência, incorporando fontes multi-energéticas designadas a objetos específicos, alguns deles aptos a captar detalhes da ordem de alguns microns. A capacidade dos tomógrafos industriais pode ser verificada no programa desenvolvido pela NASA. Com esses equipamentos é possível tomografar até motores de avião, mostrando que nesta versão de aplicação não há restrição quanto ao tipo de material ou tamanho do componente. Os tomógrafos industriais são projetados e construídos numa grande variedade de tamanhos e em várias faixas de potência (BOSSI, 1990). Os projetos destes tomógrafos industriais

dependem do tamanho de peça a ser ensaiada, da sensibilidade aos detalhes dimensionais e dos tempos de exposição requeridos. Um aparelho Ir-192 SCANNER, por exemplo, que chega a uma faixa de energia de até 600 KeV (fonte monoenergética), requer tipicamente 6 horas de exposição, enquanto que em um GE 9800 (tomógrafo médico) o tempo de exposição típico está na faixa de 2 a 10 segundos, utilizando uma fonte polienergética cuja diferença de potencial aplicada ao tubo de raios-x varia entre 80 kV e 120 kV (WELLS, 1994).

Em aplicações industriais em ensaios não destrutivos há um grande destaque para a indústria aeroespacial. Os componentes, tipos de materiais e formas geométricas praticamente não oferecem restrições. As vantagens apontadas no trabalho de GEORGESON (1993) são evidentes e mostram a superioridade desta técnica em relação a outras como, por exemplo, a radiografia convencional. Georgeson ilustra uma série de aplicações onde vários problemas são resolvidos. Entre eles destaca-se a localização precisa do defeito, localização e tamanho crítico de falha (trincas, por exemplo), controle de processo e medidas dimensionais internas. Vários componentes de aeronaves incluindo reservatórios hidráulicos (fundido), rodas, trens de pouso (alumínio forjado), “flaps” e peças de titânio reforçadas com fibras de carvão de silício foram analisados. O reservatório hidráulico é um importante dispositivo usado para o controle de voo e é, portanto, um componente crítico. As imagens tomográficas indicaram alto nível de macroporosidades em regiões críticas do componente, sendo o mesmo rejeitado após o teste. Testes preliminares usando radiografia também detectaram porosidades, porém sem fornecer a localização. No caso das rodas foram encontradas porosidades e trincas. Porém, notou-se que as trincas eram superficiais e estavam localizadas numa região não crítica, e o nível de porosidade não comprometia o desempenho daquele componente.

A tomografia computadorizada se mostra uma técnica capaz de resolver esses problemas porque fornece informações tridimensionais, possibilitando a localização de defeitos e o reparo de peças e componentes que poderiam ser rejeitados quando avaliados por outra técnica. Muitos defeitos mostrados por Georgeson em componentes de aeronaves eram superficiais e que análises através de filmes radiográficos não permitiram essa conclusão. A localização e extensão do defeito também permite adotar medidas de correção de um componente inicialmente rejeitado e a localização tridimensional de defeitos internos fornece

informações úteis para se entender e avaliar a dinâmica do processo, possibilitando corrigi-lo em caso de alguma falha.

As conclusões de Georgeson apontam a TCX como uma técnica capaz de fornecer a caracterização de falhas em regiões críticas, o que não seria eficiente através de métodos convencionais. Essa avaliação permite detectar regiões com tendências a apresentar defeitos ao longo das etapas de processamento e pode servir como parâmetro de controle de qualidade do componente durante a fabricação.

Outros trabalhos apontam a TCX como importante ferramenta no controle do processo. BOSSI (1990) destaca a análise quantitativa de amostras contendo regiões de defeito. YANCEY & BAAKLINI (1994) obtiveram importantes resultados aplicando a técnica tomográfica na análise de componentes e materiais compósitos de matriz metálica para aplicações em aeropropulsão. Um caso em destaque são os testes feitos com componentes constituídos por fibras (ou reforços) que, para o bom desempenho, deveriam estar localizadas na porção central, formando uma região circular concêntrica à seção transversal do mesmo. Foi detectado que a região de reforço estava ficando descentralizada. Imagens tomográficas da seção transversal do componente mostraram uma grande excentricidade entre a região de reforço e a matriz metálica. Esta constatação permitiu adotar medidas de correção do processo de fabricação desses componentes, após o que novos testes revelaram a localização correta da região de reforço.

2.3 A tomografia computadorizada na caracterização de materiais avançados

Em aplicações na área de engenharia de materiais, o potencial desta técnica, que está vinculado principalmente ao caráter quantitativo, se traduz na análise de vários materiais considerados avançados, tais como os compósitos e os cerâmicos.

A análise da literatura demonstrou que uma importante aplicação da TCX é na caracterização e análises de defeitos em materiais de alto desempenho, principalmente os compósitos de matriz polimérica, que são os mais conhecidos e mais amplamente usados (BURKE, 1994). Esses materiais apresentam condições ideais para o uso desta técnica. A principal delas é a baixa massa específica (tipicamente menor que 2 g/cm^3), o que favorece a

obtenção de imagens de boa qualidade, ou seja, sem os artefatos que são comuns em imagens tomográficas de metais de alta densidade, os quais dificultam a sua interpretação.

Os métodos de ensaios não destrutivos utilizados na indústria satisfazem razoavelmente os propósitos de análise de materiais metálicos, para os quais existe uma série de procedimentos já padronizados como, por exemplo, no caso da radiografia convencional. Para cada tipo de metal, composição de liga, condições de processamento, etc, há parâmetros de ensaios adequados. Para os materiais compósitos, porém, não há uma padronização e os métodos tradicionais não são tão satisfatórios quanto para os metais. Em contrapartida, a TCX vem se mostrando como uma técnica versátil para a análise desses materiais, devido ao seu aspecto qualitativo e quantitativo, como mostram inúmeros trabalhos utilizando esta técnica na análise dos mesmos. Esses materiais são altamente anisotrópicos, ou seja, as suas propriedades mudam sensivelmente com a direção. Basta dizer que num compósito reforçado com fibras longas, uma alteração de 15° na direção do reforço reduz em até 50% o módulo de resistência (HULL, 1981). Conhecer a resposta a esforços de diferentes naturezas (tração, compressão, esforços cíclicos, etc) é muito importante para o desenvolvimento desses materiais.

Várias condições de esforços provocando danos em amostras de compósitos de matriz polimérica reforçado com fibras longas de carbono e de vidro foram estudadas por BATHIAS (1992). As amostras estudadas eram placas laminadas, obtidas através do empilhamento de várias camadas. Foi possível detectar trincas e delaminações provocadas pelos esforços aplicados. Analisando a evolução desses danos por meio da TCX observou-se que em uma amostra de compósito constituída por uma matriz de epoxi reforçada com fibra de vidro e submetida a esforços cíclicos de tração (fadiga), a evolução de uma delaminação, por exemplo, depende da seqüência de empilhamento das camadas.

Por ser uma técnica capaz de gerar dados quantitativos a respeito da estrutura interna do material, a TCX se mostrou útil no estudo de transformações entre fases amorfa e cristalina em amostras de polímero (elastômeros), submetidos a esforços de tração cíclica (BATHIAS, 1994). A análise numérica das imagens tomográficas das amostras, obtidas periodicamente durante a aplicação do esforço, revelou um aumento da atenuação dos raios-x, devido à presença da fase cristalina.

No trabalho de BARAKHOV (1988 e 1989), encontra-se aplicação da TCX dedicada ao cálculo de fração volumétrica de fibras, nível de porosidade e conteúdo do material-matriz em plásticos reforçados. BARAKHOV et al utilizaram um método semelhante ao encontrado em BANSAL (1991), usado para cálculo de porosidade em rocha-reservatório. Amostras de compósito (plástico reforçado) foram tomografadas em várias situações: primeiramente saturadas com ar, isto é, seca; depois saturadas com um fluido (no caso, água). Também obteve-se matrizes-imagens do fluido, do ar, do material-matriz e do material de reforço. Cada matriz-imagem representa uma propriedade referente ao nível de atenuação de cada material. Combinando estas variáveis num sistema de equações, chegou-se às expressões para o cálculo das variáveis de interesse. A grande vantagem é que cada propriedade (porosidade, conteúdo de fibra e conteúdo de material-matriz) pôde ser medida em camadas individuais do material, permitindo avaliar o perfil de distribuição desses parâmetros ao longo da amostra. Esta análise é extremamente importante no caso de materiais compósitos, já que esta é uma classe de materiais altamente anisotrópica, ou seja, a influência das propriedades mencionadas acima mudam conforme a direção dentro do material. Logo, conhecer esse perfil de variação permite caracterizar o seu desempenho.

Os polímeros constituem uma outra classe de materiais que também apresenta alguma complexidade, quando comparada aos metais, principalmente no estudo das propriedades mecânicas. Vários conceitos envolvidos na caracterização dessas propriedades são válidos para os diversos metais e suas ligas. No caso dos aços, por exemplo, fatores como efeito da microestrutura, tamanho de grão, etc, formam um conjunto de conceitos que podem ser usados, pelo menos em uma primeira análise, para explicar o comportamento geral dos aços. No caso dos polímeros, o efeito dos fatores envolvidos na caracterização das propriedades mecânicas é particular para cada tipo de material. Por isso, o estudo desses fatores nessa classe de materiais é mais complicado. Parâmetros tais como cristalinidade, ramificação das cadeias, peso molecular e reticulações, atuam de maneira particular em cada tipo de polímero, interferindo na densidade e, conseqüentemente, nas propriedades mecânicas (HALL, 1990). Portanto, conhecer a variação da densidade em função desses parâmetros é um passo importante na caracterização desses materiais. A tomografia computadorizada de raios-x é ideal para este tipo de estudo por detectar pequenas variações locais de densidade. No trabalho de PERSSON (1988), justifica-se o uso desta técnica para estudar o efeito de alguns parâmetros citados acima em materiais poliméricos, principalmente as reticulações, pois

consegue-se medir localmente a densidade em regiões de alguns décimos de milímetros, e uma variação de uma região para outra de até $7,17 \times 10^{-4} \text{ g/cm}^3$.

Em materiais cerâmicos, encontra-se aplicações no trabalho de CLAYTOR (1989) utilizando, porém, tomografia com fontes de radiação e detectores especiais (no caso, raios-gama) para detecção de pequenos defeitos. Dentre os detectores especiais, os principais são do tipo CCD (Charge Coupled Device) e são compostos de pequenos detectores elementares formando uma rede. Cada micro-detector tem a forma de um quadrado de aproximadamente $15 \mu\text{m}$ de lado, num total de 1024×640 elementos, o que resulta em $1 \times 1,5 \text{ cm}$ no tamanho do detector. O tamanho do pixel (*picture element*) na imagem gerada, a menos da influência de parâmetros relacionados com a configuração do sistema, pode chegar até $1 \mu\text{m}$ (FLANNERY, 1987 e DUNSMUIR, 1991). Essa resolução só é possível usando-se fontes de alta pureza espectral, do tipo radiação síncrotron. Aplicações de radiografia e tomografia de alta resolução também são encontradas nos trabalhos de MAISL (1990) e VONTZ (1988). Trata-se de análises de defeitos tais como trincas e porosidades em escala micrométrica (da ordem de 1 a $10 \mu\text{m}$).

Os compósitos de matriz metálica são uma classe de materiais também muito importantes, e de aplicações nobres. Essas aplicações incluem pistões de motores, pás de turbinas, e outros componentes usados em aplicações automotivas. Esses componentes são projetados para suportar grandes esforços e altas temperaturas. Como são constituídos de metais, normalmente de alta densidade, as fontes de baixa potência, principalmente se forem polienergéticas, não oferecem resultados muito satisfatórios em termos de qualidade da imagem obtida, pois há a presença dos artefatos de imagem. A detecção de pequenos defeitos, tais como porosidades em escala micrométrica também exige fontes de radiação especiais. Defeitos da ordem de $0,025 \text{ mm}$ são detectados em componentes de geometria complexa, que é uma das vantagens sobre a técnica de ultrassom (WIDRIG, 1988). Porém, isso requer equipamentos industriais cujo custo operacional se torna maior do que as fontes convencionais.

Capítulo 3

Tomografia Computadorizada de Raios-X

3.1 Introdução

A tomografia computadorizada de raios-x (TC), desenvolvida e demonstrada por Hounsfield em 1970, é uma técnica que permite obter a imagem digital de um determinado objeto em duas dimensões, a partir da emissão de raios-x que varrem o plano selecionado (WELLS, 1994). Foi originalmente desenvolvida para aplicações na área médica. Vários aspectos tais como o caráter tridimensional, a reprodução da textura do objeto em qualquer plano de interesse sem a superposição de contrastes, etc, vem tornando a TC uma importante ferramenta de ensaios não destrutivos. Este capítulo aborda os principais aspectos envolvidos num sistema de tomografia, desde a geração e propriedades dos raios-x e os processos de interação com a matéria até alguma descrição do processo matemático relacionado com a reconstrução da imagem tomográfica. Descreve também os principais tipos de detetores de radiação, os parâmetros básicos um tomógrafo médico e sua influência na qualidade da imagem.

3.2 Geração dos Raios-X

Os raios-x são gerados quando elétrons, em alta velocidade, colidem com a matéria em qualquer estado. Em um tubo de raios-x (Figura 3.1) isso é feito dirigindo-se uma corrente de elétrons a alta velocidade contra um disco de metal. O tubo consiste de um envelope de vidro lacrado, contendo no seu interior, sob vácuo, dois eletrodos: o catodo e o anodo. O catodo, eletrodo negativo, é formado basicamente por um arame de tungstênio (filamento) enrolado em forma de uma mola e montado em uma célula projetada de modo a dirigir a corrente de elétrons em direção ao anodo. O comprimento e diâmetro do filamento, o tamanho e a forma de célula bem como suas posições relativas são fatores que afetam o modo como o anodo é atingido pela corrente de elétrons. A quantidade de elétrons emitidos depende da temperatura

e do material do filamento: quanto maior a temperatura, mais elétrons são emitidos e, conseqüentemente, aumenta a corrente elétrica através do tubo. O anodo, eletrodo positivo, é normalmente um disco de tungstênio acoplado a um rotor que tem como objetivo imprimir movimento de rotação ao disco. O tungstênio é normalmente escolhido por ter um alto ponto de fusão e alto número atômico. Desse modo resiste mais ao calor e é mais eficiente na produção de raios-x do que materiais com menor número atômico. O movimento de rotação evita que a corrente de elétrons atinja sempre o mesmo local no anodo, evitando-se assim um maior desgaste do disco de tungstênio.

Aplicando-se um potencial elétrico elevado (milhares de volts) através dos dois eletrodos (catodo e anodo) o filamento aquece tornando-se incandescente, do mesmo modo que uma lâmpada comum. Ao aquecer atua como uma fonte de elétrons que são emitidos do arame quente. Esses elétrons são atraídos para o anodo atingindo o disco de tungstênio com alta energia. Quanto maior a voltagem, maior a velocidade desses elétrons e os raios-x resultantes têm menores comprimentos de onda, maior poder de penetração e maior intensidade. Um aspecto interessante é que elétrons com a mesma energia, quando atinge o anodo, podem produzir raios-x de diferentes comprimentos de onda. Isto acontece porque interações individuais dos elétrons com os átomos do anodo são diferentes. Entretanto, em qualquer evento, quanto maior a voltagem aplicada no tubo de raios-x, maior é o número de fótons de raios-x mais energéticos.

No processo de geração de raios-x, a maior parte da energia é liberada na forma de calor. Somente cerca de 1% da energia resultante do impacto da corrente de elétrons com o disco é emitida na forma de raios-x. O restante da energia é liberado na forma de calor, resultando no aquecimento do disco de tungstênio. Esse calor deve ser retirado de modo eficiente, caso contrário pode haver fusão do metal e destruição do tubo.

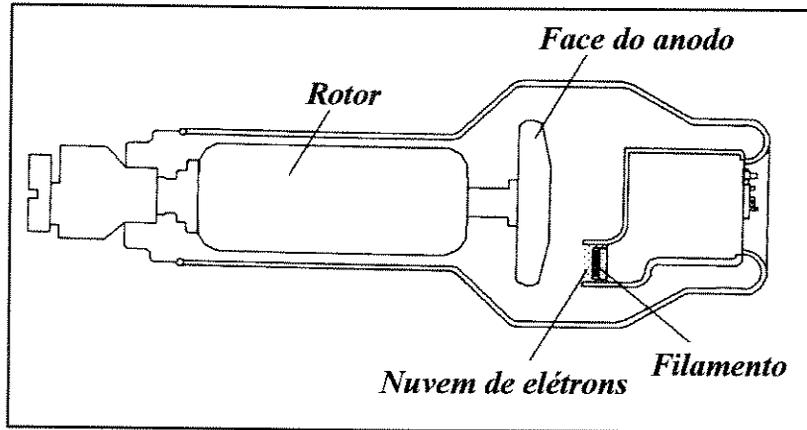


Figura 3.1-Representação esquemática de um tubo de raios-x

(Fonte: HOLLEBEN, 1993)

3.3 Interação dos raios-x com a matéria

É um importante fenômeno no qual se baseia a tomografia computadorizada. Quando os raios-x atravessam um objeto, interações ocorrem entre energia e a matéria, e parte da energia é removida do feixe incidente. Para um corpo de densidade idealmente homogênea, a equação que rege a atenuação do feixe de raios-x, cuja intensidade inicial é I_0 e a intensidade emergente é I , que atravessa uma espessura x de um material de coeficiente de atenuação linear μ é:

$$I = I_0 \cdot e^{(-\mu \cdot x)} \quad (3.1)$$

onde μ depende do nível de energia dos fótons.

Considerando, no caso real, que o feixe de raios-x intercepta n regiões de espessuras variando de x_1 a x_n onde há variações do coeficiente de atenuação de μ_1 a μ_n , a equação (3.1) se torna:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 \cdot x_1 + \mu_2 \cdot x_2 + \dots + \mu_n \cdot x_n)} \quad (3.2)$$

ou:

$$I = I_0 \cdot \exp\left(\sum_{i=1}^n \mu_i \cdot x_i\right) \quad (3.3)$$

A redução de intensidade descrita pela equação (3.3) ocorre por absorção e por espalhamento pelos átomos da matéria. Essas interações dependem dos níveis de energia aplicados, como visto na referida equação. Acima de 100 KeV predomina a absorção fotoelétrica, e abaixo predomina o espalhamento de Compton. No trabalho de COSHELL et al (1994) há o destaque para o uso de energia de 125 KeV e, portanto, para a obtenção de imagens que refletem a variação de densidade do material. Eles usaram no trabalho a técnica de tomografia para estudar e caracterizar materiais na área de engenharia petróleo (folhelho de óleo).

A absorção fotoelétrica ocorre quando um fóton de raios-x interage com um elétron com ligação forte em uma das camadas interiores do átomo da matéria. Esse elétron é ejetado formando um elétron secundário, o qual, tendo baixa energia, é rapidamente absorvido por excitação ou ionização resultando em aquecimento da matéria. A vaga na camada interna é preenchida por um elétron menos energético e a mudança de energia aumenta a radiação característica de quantum do átomo.

O espalhamento pode ocorrer sob duas formas diferentes. A primeira delas é quando um fóton de baixa energia incide sobre um elétron de um átomo da matéria provocando a ejeção de um fóton (fóton emergente) numa direção que é praticamente a mesma direção do fóton incidente (Figura 3.2). Neste tipo de espalhamento, o fóton é defletido sem muita perda de energia, isto é, com pouco aumento no comprimento de onda ($\lambda \cong \lambda'$). É chamado de espalhamento elástico ou coerente.

Uma outra situação é quando um fóton de raios-x interage com um elétron com ligação fraca em um átomo da matéria. Esse elétron, comportando-se como elétron livre, é ejetado numa direção distinta daquela do fóton incidente (Figura 3.3). O fóton defletido sofre maior perda de energia, isto é, há um maior aumento no comprimento de onda ($\lambda \neq \lambda'$). Esta interação é chamada de espalhamento incoerente ou espalhamento de Compton.

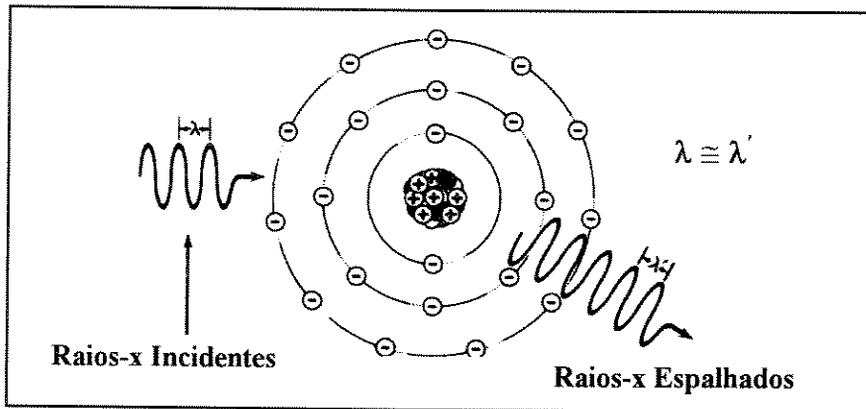


Figura 3.2 - Espalhamento coerente ou elástico

(Fonte: BUSHONG, 1993)

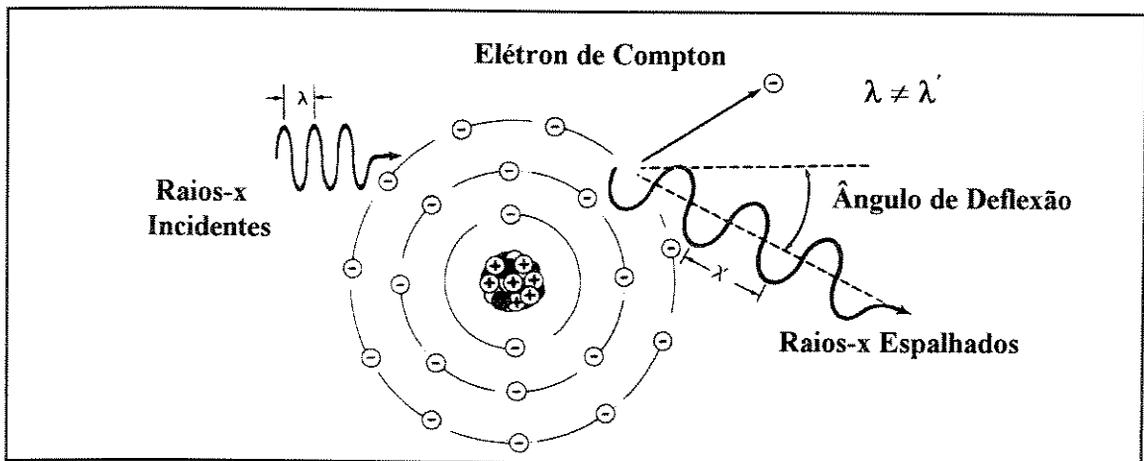


Figura 3.3 - Espalhamento incoerente ou de Compton

(Fonte: BUSHONG, 1993)

3.4 Detectores de radiação

O item 3.2 mostra que o tubo de raios-x é uma das unidades básicas no processo de geração de raios-x. Uma outra unidade fundamental que influencia sobremaneira na qualidade dos dados obtidos são os detectores de radiação. Cada tipo de detector tem uma aplicação específica. No caso de aplicação em medicina, a importância dos detectores começa pela medição da dose de radiação que o paciente vai receber. É importante que se use somente a radiação necessária, evitando-se que o paciente receba uma dose excessiva. No caso de outras aplicações, como em engenharia, por exemplo, a importância dos detectores está, principalmente, na qualidade dos dados obtidos. Ver-se á mais adiante que no caso de uma

tomografia, os detectores mal condicionados podem causar problemas (ou anomalias) na imagem de um determinado objeto. Duas classes importantes de detectores são as câmaras de ionização e os detectores de estado sólido (Solid Scintillation Detectors), descritos a seguir.

3.4.1 Câmaras de ionização

No processo de interação dos raios-x com a matéria (espalhamento e absorção), elétrons são ejetados dos respectivos átomos causando ionização. A câmara de ionização consiste em um meio gasoso no qual existem dois eletrodos, cuja função é coletar os íons formados no volume de gás localizados entre eles, devido à ação da radiação. A quantificação da ionização em um determinado volume de gás mede um parâmetro (chamado de exposição) proporcional à intensidade e ao nível energético da radiação que o atinge. No processo de ionização, são gerados pares de íons que migram em direção aos eletrodos carregados, com uma velocidade que depende do tipo de gás e a pressão sobre ele, bem como da distância entre os eletrodos. Os eletrodos de uma câmara são semelhantes às placas de uma capacitor e, portanto, o comportamento da câmara é similar ao de um capacitor.

A diferença de potencial entre os eletrodos aumenta à medida que os pares produzidos pela interação da radiação com o gás vão sendo coletados, e atinge um valor máximo quando todos os pares de íons (negativos e positivos) são coletados pelos eletrodos gerando os pulsos ou picos de voltagem. A intensidade do pico de voltagem depende da intensidade da radiação (partículas α , β , fótons de raios-x, etc) que atinge o meio gasoso da câmara, bem como da capacitância da câmara. Por exemplo, uma partícula α carregada com 1,75 MeV de energia e absorvida totalmente numa câmara com capacitância de 10 pF, gera um pulso de voltagem de 0,8 mV (HENDEE & RITENOUR, 1992).

A câmara de ionização pode operar em dois modos, dependendo da sua configuração, nos quais trabalha com leitura do pulso de voltagem ou corrente. O modo de leitura de pulsos normalmente é utilizado para detecção de partículas α de radiação, que devido às suas características produzem pulsos de voltagem maiores, comparando-se com os raios-x, por exemplo. No caso dos raios-x, utiliza-se o modo de leitura de corrente. Para isso, o sinal gerado na câmara é convertido em corrente alternada, a qual é amplificada num amplificador

AC. Em seguida, esta corrente é retificada e conduzida a uma resistência de precisão. A voltagem através da resistência é proporcional à corrente que se deseja medir. A corrente retificada também pode ser enviada a um capacitor de precisão. As cargas elétricas armazenadas entre as placas do capacitor é proporcional à corrente que se deseja medir. Nos dois casos, a medida é obtida com uma precisão de $\pm 0,05\%$.

Existe algumas interações entre, por exemplo, a parede da câmara e a radiação. Elas desempenham um papel importante ao absorverem uma parte significativa da radiação que a atravessa. Essas interações geram elétrons energéticos que entrarão no volume de gás e também produzirão ionização. Em função disto, alguns cuidados devem ser tomados. A parede frontal da câmara de ionização deve ser dimensionada de acordo com o nível de energia a ser medido. Assim, uma parede frontal espessa é muito importante quando o nível de energia for alto, pois de outra forma, a radiação penetraria totalmente na câmara sem ser medida. Por outro lado, à baixa energia, a parede frontal deve ser fina o suficiente para não reduzir a ionização e, conseqüentemente, não reduzir a eficiência de resposta da câmara.

Outro aspecto importante é o nível de voltagem aplicado nos eletrodos, pois o elétron ejetado de um átomo (que passa a ser um íon) pode se recombinar com este ou outro íon. Se isto ocorrer, este par elétron-íon deixará de atingir os respectivos eletrodos e não serão, portanto, medidos. A voltagem de carga necessária é dependente da forma e tamanho dos eletrodos, além das taxas de ionização que se produzirá. Quando nenhuma recombinação ocorre, diz-se que a câmara está saturada. Para taxas de ionização muito altas, muitas vezes a saturação não é atingida e se faz necessário o uso de um fator de correção.

3.4.2 Detetores de estado sólido (Solid Scintillation Detectors)

O princípio de funcionamento de um detetor de estado sólido é o seguinte: os fótons de raios-x são convertidos em fótons de luz, os quais incidem sobre uma superfície fotosensível que, num efeito multiplicativo, converte a luz em sinal elétrico. Um detetor de estado sólido (Figura 3.4) é composto dos seguintes elementos:

a) Cristais cintilantes: sua função é a conversão da energia radioativa em luz. Quando os raios-x interagem com o cristal, os elétrons são elevados a um estado de alta energia. O número de fótons cujo estado de energia é elevado depende da quantidade de energia

armazenada no cristal pelos fótons de raios-x incidentes. Na interação com o cristal, os elétrons voltam quase que instantaneamente a um estado de baixa energia. Normalmente, cerca de 20 a 30 fótons de luz são gerados a cada keV (kilo-elétron-volt) de energia absorvida pelo cristal. As substâncias normalmente usadas na confecção dos cristais cintilantes são iodeto de sódio, fluoreto de cálcio e germanato de bismuto. Para tornar o cristal mais eficiente, pode-se dopá-lo com substâncias como o tálio, na faixa de 0,1%. A eficiência de um determinado cristal em capturar fótons de uma fonte radioativa e produzir pulsos luminosos é dada, principalmente, pela espessura do cristal e pela energia de emissão.

b) Tubo fotomultiplicador: uma vez convertidos, os fótons de luz entram neste elemento e passam por um efeito de multiplicação. O tubo fotomultiplicador é composto por várias placas que emitem elétrons (ou novos fótons) ao serem atingidos pelos fótons de luz. Essas placas são posicionadas sucessivamente, com um potencial crescente entre um par e outro, cuja função é de acelerar os fótons emitidos em cada placa. O número crescente de fótons ou elétrons emitidos pelas sucessivas placas (cerca de um milhão de elétrons são gerados para cada elétron emitido sobre a primeira placa) gera um sinal ou pulso elétrico cuja amplitude é função da energia da radiação detectada no cristal e da voltagem aplicada no tubo fotomultiplicador. O ajuste dessas voltagens pode ser usado como um controle de ganho para calibrar o detector em relação ao nível de radiação detectada.

c) Pré-amplificador: em geral, os detectores de radiação apresentam baixa capacitância e alta impedância. Os sinais provenientes dos detectores são distorcidos e severamente atenuados se forem transmitidos diretamente a um amplificador através, por exemplo, de um cabo coaxial, a uma certa distância. Para reduzir esses efeitos, deve-se usar um pré-amplificador, localizado próximo ao detector. O pré-amplificador é usado também para capturar e modelar o sinal proveniente do detector, fazendo uma espécie de rastreamento desse sinal. Portanto, auxilia na posterior especificação do amplificador.

d) Amplificador: tem como objetivo aumentar e modificar o tipo de sinal proveniente do detector (que passa previamente pelo pré-amplificador). O aumento na magnitude do sinal é conhecido como ganho, e é a razão entre o sinal que sai do amplificador (output) e o sinal que entra (input). Normalmente, necessita-se de um ganho que varia entre 10 000 e 50 000.

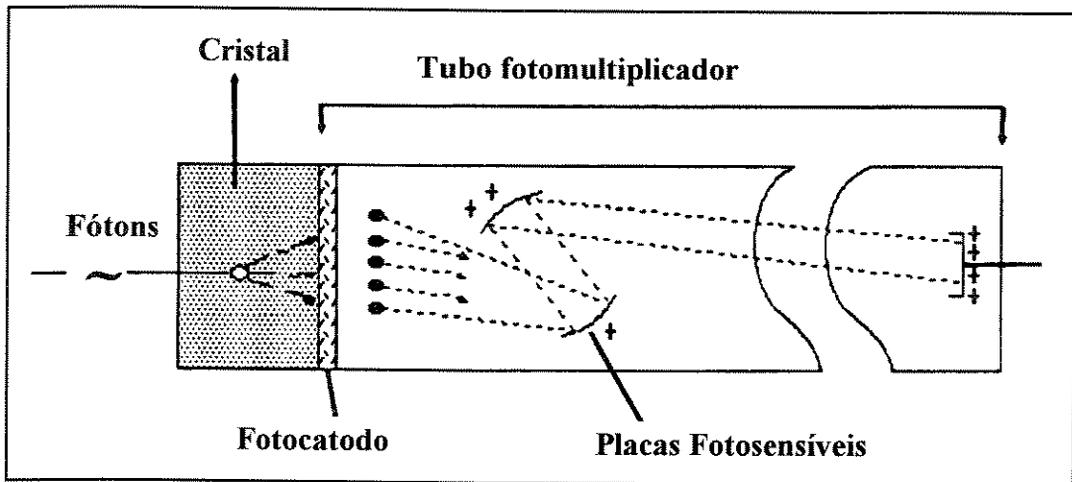


Figura 3.4 - Representação esquemática de um detector de estado sólido

(Fonte: PAIVA, 1989)

3.5 Princípios de reconstrução de uma imagem tomográfica

3.5.1 Imagem digital

As radiações eletromagnéticas interagem com os objetos e liberam no espaço energia luminosa. Do ponto de vista do olho humano, *imagem* é a projeção dessa energia luminosa no plano da retina (SILVA, 1995). Do ponto de vista matemático, uma imagem é representada por uma função bidimensional $f(x,y)$, onde x e y são coordenadas espaciais (no plano bidimensional) e f representa o valor de qualquer ponto no espaço considerado. Numa imagem monocromática, ou simplesmente imagem, o valor de f é expresso em termos de *níveis de cinza* (tonalidades entre o preto e o branco) e denota o nível de brilhância de cada ponto da imagem. Pode-se, assim, definir uma imagem digital como sendo uma imagem $f(x,y)$ discretizada em termos de coordenadas espaciais e de brilhância. Uma imagem digital é representada por uma matriz de n linhas por m colunas, onde cada elemento, chamado de *pixel* (*picture element*), apresenta um atributo numérico (nível de cinza) que é, então, uma escala de distribuição da brilhância na imagem. Para se ter uma idéia, olho humano consegue distinguir até 32 níveis de cinza, (FACON, 1993) enquanto que numa imagem digital, um computador distingue milhões.

3.5.2 Formação da imagem tomográfica

No processo de interação dos raios-x com a matéria cada elemento de volume do material (chamado de voxel) contribui com uma parcela na redução da intensidade I . A imagem representa, então, um mapeamento das atenuações sofridas pelos raios-x em cada voxel e, cada pixel na imagem formada corresponderá a um voxel do objeto. A atenuação é função da densidade e do número atômico do material. Quanto maior a densidade e o número atômico, maior a atenuação. Na verdade, densidade e número atômico estão intimamente ligados, pois a densidade de um objeto ou material é determinada pela sua estrutura molecular ou estrutura eletrônica. Elementos com número atômico elevado têm mais elétrons em circulação e núcleo mais pesado. Assim, quanto mais partículas atômicas, mais denso é o material. Por esse motivo, os metais apresentam maior capacidade de atenuação.

Em radiografia convencional, o feixe de raios-x que atravessa a matéria é projetado e gravado num filme fotográfico. Em tomografia computadorizada, o feixe de raios-x atravessa o material através de inúmeras projeções realizadas em torno do objeto e a porção emergente é captada pelo sistema de detectores e armazenada na memória do computador. Os detectores medem a atenuação acumulada em cada direção percorrida pelo feixe. Para se medir a atenuação em cada voxel, é necessário explorar tantas direções quanto for o número total de voxels (Figura 3.5), para que se tenha um sistema de n variáveis (onde n é igual ao número de voxels em cada direção) por m equações (onde m é igual ao número de direções exploradas). No caso de uma imagem tomográfica, a reconstrução é feita através de matrizes quadradas e, assim, n é igual a m . O número de equações envolvidas na reconstrução de uma imagem de 512×512 elementos é, portanto, superior a 250.000.

A quantidade de raios-x que passa pelo material determina o contraste da imagem que é formada por diferentes níveis de cinza. Por convenção, os feixes de raios-x que passam sem sofrer alteração são representados na imagem pela tonalidade preta. À medida que a atenuação se torna mais severa, a representação na imagem vai tendendo para o branco.

A imagem final é constituída por uma matriz de n linhas por n colunas, onde cada pixel apresenta um atributo numérico que é proporcional à atenuação sofrida pelos raios-x. Em escala tomográfica, o valor de cada pixel é chamado de números CT ou Unidades Hounsfield

(H). Essa matriz também é chamada de mapa de pseudo-densidade, pois os números CT são proporcionais à densidade do material (BUSHONG, 1993).

A relação entre os números CT e o coeficiente de atenuação do material é dada pela seguinte equação:

$$CT = k \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (3.4)$$

onde:

$k = 1000$ (na escala tomográfica ou escala de Hounsfield)

μ = coeficiente de atenuação do material

μ_w = coeficiente de atenuação da água.

O coeficiente de atenuação μ é uma propriedade particular de cada material, mas é dependente do nível de energia dos fótons de raios-x atenuados pelo material. Para a água, por exemplo, esse valor é de $0,19 \text{ cm}^{-1}$, para um feixe cujos fótons têm uma energia de aproximadamente 70 keV, o que equivale a uma fonte de tensão de 120 kV alimentando o tubo de raios-x (PERSSON, 1988). Para o ferro, a 10 keV, μ é igual a $1\,428 \text{ cm}^{-1}$, enquanto que para 100 keV esse valor cai para $2,9 \text{ cm}^{-1}$, conforme WELLS (1994), ou seja, multiplicando-se por 10 a energia dos fótons, μ cai quase 500 vezes. Os tomógrafos de uso médico são calibrados utilizando-se a água como referencial zero na escala de números CT (ou escala Hounsfield), isto é, a água apresenta, teoricamente, CT igual a zero. Nesta mesma escala, o ar apresenta CT igual a -1000.

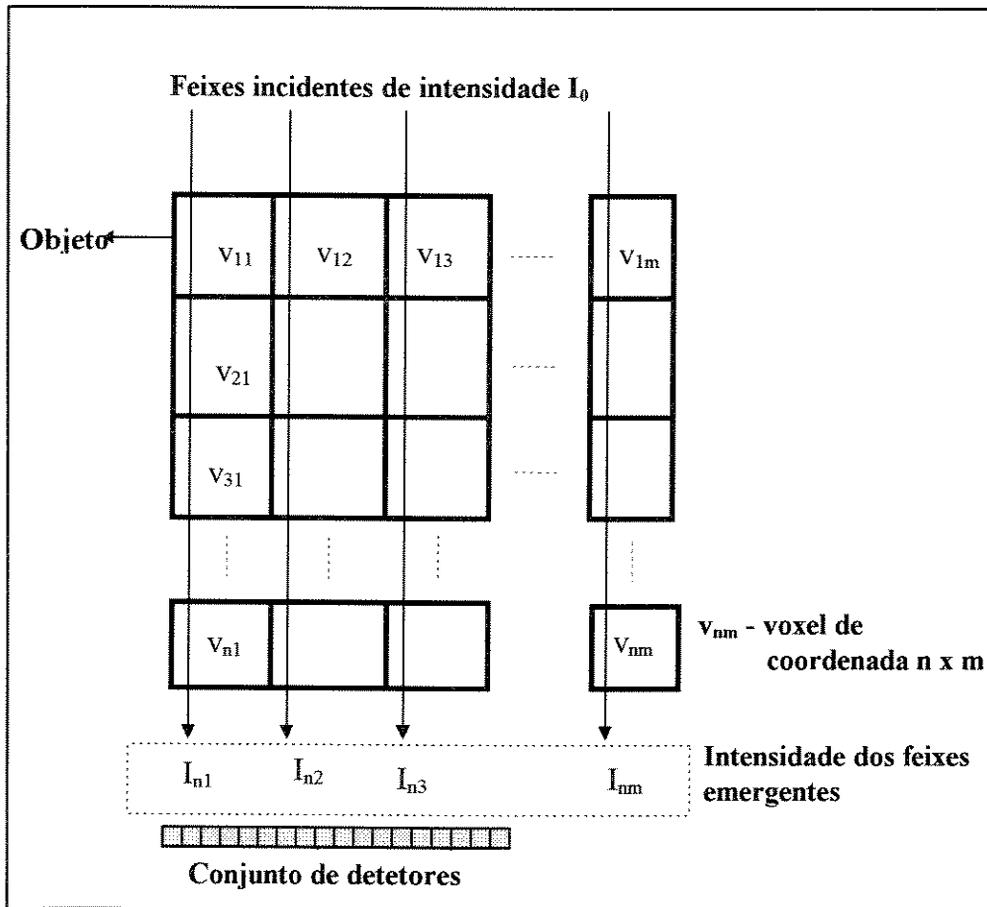


Figura 3.5 - Caminho percorrido pelo feixe de raios-x

3.6 Parâmetros de operação de um tomógrafo de uso médico

O operador pode variar uma série de parâmetros em função do objeto a ser tomografado, em relação à composição e tamanho do mesmo. Os principais parâmetros são:

- **Potência:** a potência pode ser alterada variando-se a tensão e/ou o a corrente do gerador de raios-x. Em alguns sistemas (tomógrafos médicos) o nível de tensão é fixo em 120 kV. Naqueles em que é possível variar, a tensão fica normalmente numa faixa entre 80 kV a 140 kV. Aumentando-se a tensão, aumenta-se a intensidade dos raios-x e, conseqüentemente, o poder de penetração no objeto. A corrente elétrica pode ser variada numa faixa que normalmente vai de 50 mA a 100 mA. Um outro fator que pode ser variado é o tempo que, combinado com a intensidade de corrente nos dá um outro parâmetro chamado de mAs (do inglês, milliampere-second), que é uma medida quantitativa do feixe de raios-x. O mAs controla o número total de fótons produzidos (quantidade de raios-x). Há uma relação linear

entre mAs e a dose de radiação. Se o mAs dobrar, a dose total também dobra. Portanto, é um fator importante na tomografia de pacientes em função da dose de radiação que o mesmo vai receber, a qual não pode ser excessiva. Para exemplificar, a escolha de uma corrente de intensidade de 80 mA e um tempo de exposição de 4 s é equivalente a escolher 160 mA e 2 s, sendo que nas duas opções o paciente recebe a mesma dosagem.

- **Espessura de corte:** é a espessura varrida pelo feixe de raios-x. É um parâmetro muito importante, pois para criar a imagem, o sistema converte as informações resultantes da varredura de um volume em um plano (imagem em duas dimensões). O valor de cada pixel representa a atenuação média sofrida pelo raio-x no correspondente elemento de volume (voxel). Quanto menor a espessura, ou seja, quanto mais um elemento de volume tender para um elemento de área, mais próximo do ideal será o valor do pixel (entenda-se por ideal uma espessura infinitesimal - praticamente de um plano). Portanto, espessuras menores produzem imagens mais nítidas. A figura 3.6 é um diagrama esquemático que mostra a relação entre espessura de corte, pixel e voxel.

- **Campo de visão:** região do gantry (espaço do tomógrafo onde se posiciona o objeto ou paciente) que efetivamente compõe a imagem. O campo de visão pode ser fixado de acordo com o tamanho do objeto a ser tomografado. É um recurso que permite, no caso de objetos pequenos, obter imagens numa escala que facilite a análise. E, no caso de objetos grandes, permite reduzir o tamanho da imagem. Para tomografar a cabeça de um paciente, por exemplo, o operador seleciona um campo de visão de 25 cm. Para o caso do abdômen seleciona-se, em média, 40 ou 45 cm. O tamanho do campo de visão juntamente com o tamanho da matriz escolhida determinam o tamanho do pixel na imagem.

- **Tamanho da matriz:** a reconstrução da imagem resulta numa matriz de pixels de n linhas por n colunas. Normalmente, os sistemas médicos apresentam três tamanhos de matriz: 128×128 , 256×256 e 512×512 . Uma imagem cuja matriz tem 512×512 elementos apresenta 262 144 células de informação (pixels). Conforme dito no item c, existe uma relação entre o campo de visão e o tamanho da matriz na determinação do tamanho do pixel. Considerando o campo de visão como um círculo e a matriz um quadrado, a imagem representa o círculo inscrito no quadrado. Portanto, a área total da imagem será a área de um quadrado cujo lado é igual ao raio do círculo inscrito. Assim, fixando-se o tamanho $n \times n$ da

matriz e diminuindo-se o campo de visão, menor será o tamanho dos pixels na imagem e, conseqüentemente, melhor a resolução. O tamanho da matriz também influencia no espaço de memória do computador para armazenar a imagem. Uma simples imagem de 512 x 512 requer mais 0.5 MB de memória para ser armazenada. Considerando-se que num exame são feitas dezenas de cortes, percebe-se a grande quantidade de memória exigida por um sistema de tomografia.

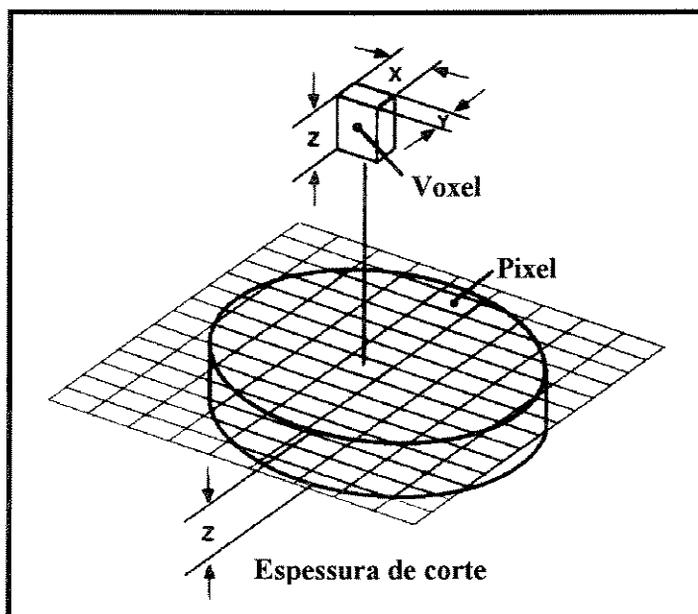


Figura 3.6 - Relação entre espessura de corte, pixel e voxel

(Fonte: ROMANS, 1995)

3.7 Resolução de uma imagem tomográfica

- **Resolução de contraste:** O conceito de imagem digital está relacionado com a distinção de regiões com níveis de cinza semelhantes. Em tomografia, é a habilidade do sistema em distinguir uma região vizinha da outra em relação à diferença de atenuação e, portanto, variações de densidade no objeto. Por isso, também é chamada de resolução de densidade. Quanto menor for a diferença de atenuação de uma região para outra que o sistema seja capaz de detectar, melhor será a resolução de contraste na imagem, que é expressa em relação a uma escala de densidade do tipo $100 [(a-b)/a] \%$, onde a representa a região de maior densidade, e b a de menor. Os sistemas médicos trabalham numa faixa de 2%. Isso significa que se entre duas regiões a diferença de densidade for de 2% ou mais, elas serão distintas na imagem.

- **Resolução espacial:** é a capacidade do sistema em reconstruir a imagem o mais próximo possível do objeto, geometricamente, ou seja, sem perda da fidelidade do aspecto geométrico. Está diretamente relacionada com a espessura da fatia de corte e, principalmente, o tamanho do pixel que, por sua vez, está relacionado com o tamanho da matriz de reconstrução. Quanto maior o tamanho da matriz (menor o tamanho dos pixels) e quanto menor a espessura da fatia de corte, melhor a resolução espacial.

3.8 Ruído de uma imagem

Quando um objeto homogêneo é tomografado, os pixels na imagem não têm os mesmos valores, como era de se esperar. No caso da água, por exemplo, esses valores deveriam ser zero, porém há um desvio dos valores em torno de um valor médio. A flutuação desses valores em torno de um valor médio representa o desvio-padrão que, para uma imagem tomográfica, é chamado de ruído. O ruído em uma imagem é causado pela flutuação na contagem do número de fótons. Além da flutuação estatística na contagem dos fótons, outros fatores são responsáveis pela presença do ruído numa imagem, tais como efeito de endurecimento de feixe e fatores relacionados com os algoritmos de reconstrução da imagem (VONTZ, 1988). Estatisticamente, o ruído (σ_e), numa imagem, é dado pela seguinte equação:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (3.5)$$

onde:

- x_i - valor de cada pixel
- \bar{x} - valor médio dos pixels
- n - número de pixels

O ruído pode ser expresso também em função dos seguintes parâmetros, conforme PERSSON, 1988:

- coeficiente de atenuação do material (μ)
- tamanho do objeto (diâmetro equivalente, d)
- tamanho do pixel (w)
- espessura da fatia de corte (h)
- dose de radiação (D)

que se relacionam através da seguinte expressão:

$$\sigma = k \sqrt{\frac{B}{w^3 h D}} \quad (3.6)$$

sendo $B = e^{\mu d}$ e k uma constante particular de cada tomógrafo.

Pela expressão acima, verifica-se que quanto maior a dose de radiação, menor é o ruído. Porém, é necessário quadruplicar D para se reduzir σ pela metade. Verifica-se, também, que aumentando-se o tamanho dos pixels e a espessura da fatia de corte, diminui-se o ruído. Mas, por outro lado, isso acarreta perda na resolução espacial. Portanto, deve-se procurar um ponto de equilíbrio entre esses parâmetros.

3.9 Artefatos de imagem

Os artefatos são anomalias presentes na imagem e que mascaram ou dificultam a análise das mesmas. Os artefatos são aspectos que não correspondem ao objeto real e são inteiramente indesejáveis. Podem aparecer de várias formas: faixas paralelas, faixas radiais, etc. As causas mais comuns são:

- má calibração dos detectores : gera artefatos em forma de anel ou faixas paralelas. Um alinhamento imperfeito do tubo de raios-x com os detectores pode causar um turvamento da imagem. Para evitar esses artefatos deve-se verificar periodicamente a calibragem e o alinhamento dos detectores.

- presença de regiões de alta atenuação e regiões de baixa atenuação: força o detector a trabalhar fora de sua faixa de resposta linear. Gera faixas radiais e pode ser minimizado usando-se detectores com uma maior faixa de trabalho linear.

- espectro contínuo de radiação: gera o chamado endurecimento de feixe, devido à absorção preferencial de fótons menos energéticos. Dessa forma, ao atravessar a matéria, o feixe fica relativamente mais rico em fótons de alta energia (endurece) aumentando sua penetrabilidade e gerando, mesmo em materiais homogêneos, uma atenuação linear maior no começo do trajeto do feixe de radiação, gerando uma pseudo-variação de densidade. Esse fator também contribui para a ocorrência do ruído. Cabe dizer aqui que ruído tem uma característica quantitativa e os artefatos caracterizam-se mais visualmente. Na verdade, o

ruído pode ser entendido como uma medida quantitativa do artefato. O endurecimento de feixe é uma causa própria de sistemas que usam fontes de raios-x convencionais, ou seja, que produzem raios polienergéticos. O uso de fontes de radiação síncrotron permite eliminar as causas de artefatos causados pelo endurecimento de feixe, pois o síncrotron é uma radiação monoenergética (alta pureza espectral). Algumas técnicas permitem amenizar os efeitos dos artefatos:

- o uso de filtros conjugados ao tubo de raios-x do tomógrafo, permitindo filtrar ou atenuar os fótons de menor energia, obtendo-se, assim, um feixe mais homogêneo (COSTA, 1996).

- envolver o material em areia, de forma que os fótons de menor energia sejam atenuados antes que o feixe o atinja. Assim, a porção do feixe incidente no material de interesse se torna mais homogênea, reduzindo-se os efeitos de endurecimento de feixe (SILVA, 1995).

- de forma semelhante, mergulhar o objeto em uma solução salina de alta concentração. A presença do elemento de alta densidade na solução atenua os fótons de menor energia, obtendo-se também um feixe mais homogêneo.

Os dois últimos casos são comuns em aplicações na área de engenharia de petróleo, engenharia de materiais, etc, onde se usa tomografar objetos ou materiais de densidade maior do que tecidos e ossos humanos. Há também recursos computacionais (softwares de processamento digital de imagens) que permitem desenvolver na imagem técnicas de correção de artefatos. Uma possibilidade é o uso de filtros matemáticos que atuam na imagem resultando numa homogeneização da mesma, eliminando-se os ruídos ou amenizando o seu efeito (KALENDER, 1988). A descrição dos filtros matemáticos será feita mais adiante, no capítulo (4).

3.10 Evolução dos tomógrafos médicos

O rápido desenvolvimento da informática permitiu também um rápido avanço nas configurações e nas formas de aquisição de imagens dos tomógrafos. Processadores de alta velocidade e computadores com alta capacidade de memória permitem obter e reconstruir imagens com muito mais informações (com matrizes de até 1024 x 1024 elementos) e com muito pouco tempo de (tanto de aquisição como de reconstrução). Porém, várias décadas

atrás, o processo de reconstrução era mais complicado e o tempo de varredura era muito mais longo, chegando até a 5 minutos para se obter uma única imagem.

3.10.1 Primeira geração de tomógrafos

Os tomógrafos dessa geração (figura 3.7) eram formados por um único par fonte detector. Para se obter uma imagem, movimentos de rotação e translação são combinados em várias seqüências, ou seja, o processo é repetido várias vezes até que se tenha informação suficiente. A fonte varre o objeto em movimento de translação e, em seguida, rotaciona incrementando se em 1 grau o ângulo de rotação do par fonte-detector e novamente varre-se o objeto, e esse processo continua até se atingir 180 varreduras (uma a cada grau de rotação). Para completar essa aquisição, gasta-se em torno de cinco minutos.

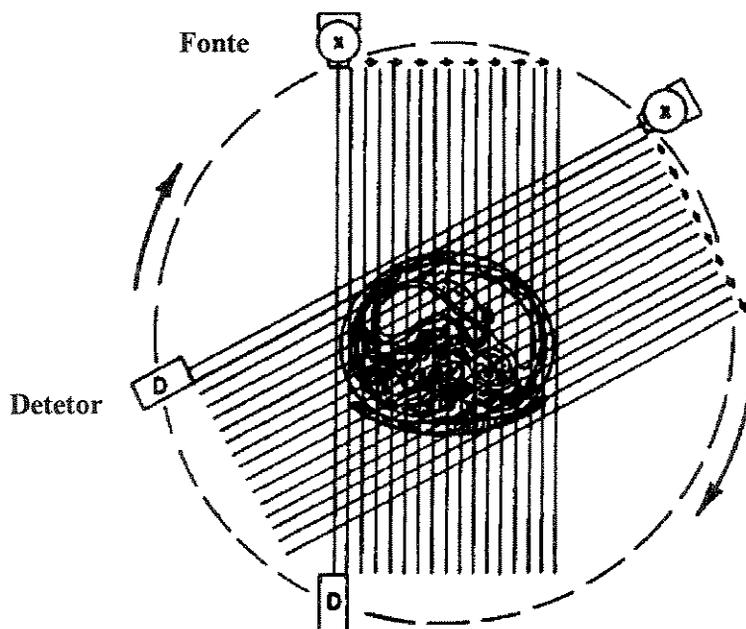


Figura 3.7 - Primeira geração de tomógrafos
(Fonte: HENDEE, 1992)

3.8.2 Segunda geração de tomógrafos

Nos tomógrafos dessa geração, a principal evolução foi o aumento do número de detectores e a configuração do feixe de raios-x, que passou a ser em forma de leque (fig. 3.8) e não mais do tipo pincel, como era na primeira geração. Os movimentos de translação ainda continuaram, porém, devido à configuração do feixe, o incremento no ângulo de rotação após

cada varredura pôde ser aumentado para cerca de 10 graus, de tal forma que o número de movimentos de translação (varredura) caiu significativamente. Assim, o tempo de aquisição caiu para cerca de 50 segundos.

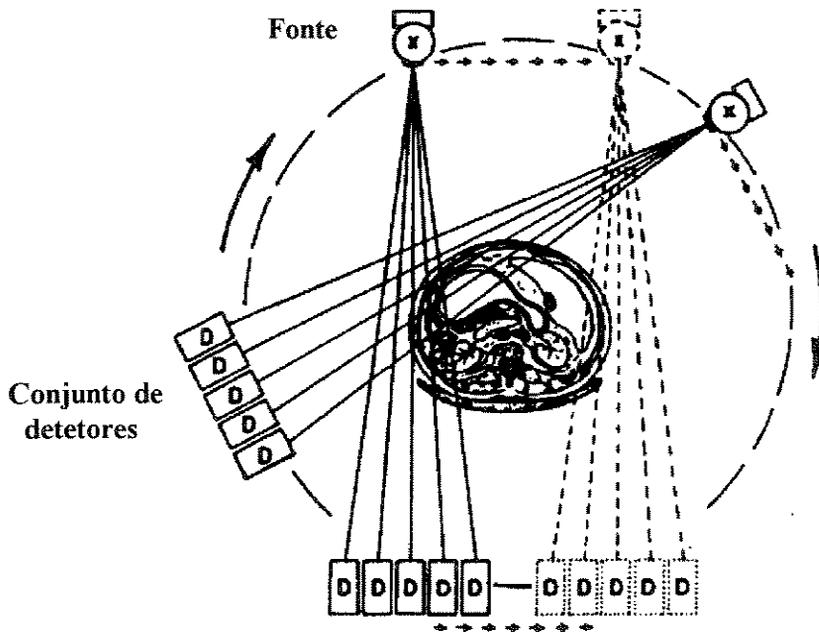


Figura 3.8 - Segunda geração de tomógrafos
(Fonte: HENDEE, 1992)

3.10.3 Tomógrafos de geração superior

Nos tomógrafos de terceira e quarta gerações (figuras 3.9-a e 3.9-b, respectivamente), eliminou-se o movimento de translação para se obter uma imagem (há translação da mesa do paciente entre uma imagem e outra) e aumentou-se ainda mais o número de detetores. Nos de terceira geração, alargou-se o feixe em leque de forma a cobrir uma maior parte da seção do objeto. Passou-se a ter centenas de detetores arranjados concentradamente. São usados normalmente detectores de câmaras de ionização de gás xenônio. Nos de quarta geração, os detectores são fixos e dispostos em toda a circunferência de medição (gantry), portanto,

apenas a fonte é que gira. O custo destes últimos também aumentou, devido principalmente ao grande número de detetores (da ordem de 600 a 1200). Nestes tomógrafos de geração superior, o tempo de aquisição caiu para apenas alguns segundos.

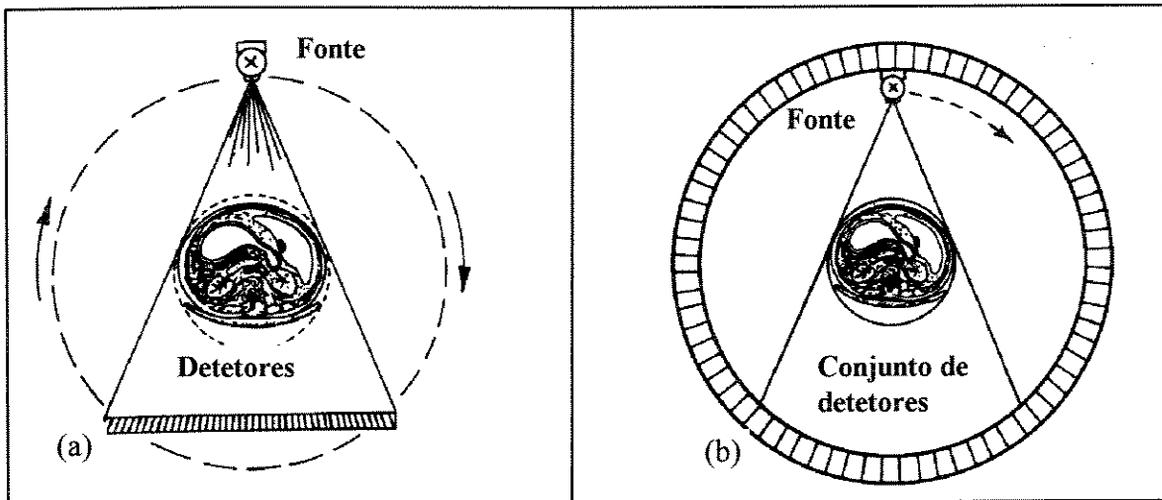


Figura 3.9 (a) Terceira geração de tomógrafos; (b) Quarta geração de tomógrafos
(Fonte: HENDEE, 1992)

Uma evolução ainda maior ocorreu com a tomografia helicoidal, conhecida também como varredura de aquisição contínua. Nesta forma de aquisição, a mesa se movimenta ininterruptamente e a varredura é feita num único passo (figura 3.10), obtendo-se um conjunto de imagens dispostas sob a forma de uma mola, diferentemente da maneira em que a mesa translada e pára, sucessivamente, a cada imagem obtida. A obtenção da imagem se dá bem mais rapidamente, sendo possível obter até 60 imagens por minuto, ou seja, uma imagem por segundo. Normalmente esse tempo é fixo e, por causa disso, há uma grande escala de ajuste da intensidade de corrente para possibilitar níveis apropriados de mAs. Essa grande escala de ajuste implica num gerador maior, mais versátil e com maior capacidade de refrigeração. Esses aspectos tornam o sistema significativamente mais caro.

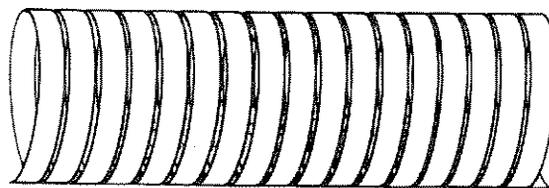


Figura 3.10 - Representação de um sistema de tomografia helicoidal (Fonte: ROMANS, 1995)

Capítulo 4

Processamento Digital de Imagens

4.1 Introdução

O termo *Processamento Digital de Imagens* refere-se a uma série de operações realizadas sobre uma imagem digitalizada em sistemas computadorizados, com o objetivo de melhor interpretá-la e extrair o máximo de informações. O seu campo de aplicação tem crescido consideravelmente durante as últimas décadas, principalmente com o avanço tecnológico na área computacional, pois envolve operações possíveis de serem executadas somente em computadores de alto desempenho, com a implementação de avançados algoritmos. Os algoritmos numéricos que constituem as várias etapas do processamento digital de imagens são efetuados numa seqüência que depende do interesse sobre o aspecto final da imagem. Cada imagem requer um determinado tipo de análise, em função da condição original. Assim, por exemplo, se uma imagem apresenta alto nível de ruído, o primeiro passo a ser realizado é a eliminação ou atenuação desses ruídos através de uma operação chamada *filtragem* (que será detalhada posteriormente).

4.2 Etapas do Processamento Digital de Imagens

Os passos mais importantes no processamento digital de imagens (GONZALEZ, 1993 e PRATT, 1991) são:

- **aquisição da imagem:** é a etapa que envolve a conversão da imagem de um objeto em sua representação discreta. A discretização espacial refere-se ao número de pixels da imagem final e recebe o nome de *amostragem*. A imagem é discretizada também em termos de brilho ou níveis de cinza e sob esse parâmetro é chamada de *quantização*. As formas de aquisição são diversificadas. Uma imagem pode ser adquirida através de uma câmera de televisão,

através de fotos de satélites usadas para sensoriamento remoto e em estudos de astronomia, através de técnicas de imageamento aplicadas na área médica, como por exemplo, ressonância magnética, ultra-som, tomografia computadorizada de raios-x, dentre outras.

- **pré-processamento:** após a imagem ter sido obtida e digitalizada, o próximo passo é o pré-processamento da mesma. As operações envolvidas nessa etapa têm por objetivo preparar a imagem para o processamento propriamente dito, de forma a tornar essas operações mais eficientes, ou seja, são técnicas matemáticas que atua na imagem original dando-lhe um aspecto mais adequado para posterior seleção das características de interesse em relação a uma análise específica. Dentre as operações que fazem parte do pré-processamento pode-se citar o melhoramento de contraste e eliminação de ruídos. Neste trabalho, a operação de filtragem matemática foi a técnica utilizada para atenuação de ruídos e correção do efeito de endurecimento de feixe e, por isso, esse assunto será mais detalhado.

- **segmentação:** são operações que dizem respeito à extração de características e aspectos de interesse da imagem. Por exemplo, numa micrografia de um determinado material, a segmentação é usada para identificar, na imagem, os “objetos” de interesse tais como grãos, poros, precipitados, fases, etc. Numa imagem tomográfica de uma determinada peça ou componente, a segmentação pode ser utilizada para se determinar o tamanho de um defeito, etc. Para a extração dos aspectos de interesse, são exploradas características de similaridade e descontinuidades decorrentes dos valores dos níveis de cinza dos pixels. Em geral, a segmentação é a etapa mais complexa do processamento digital de imagens, pois normalmente há dificuldades em se estabelecer o limiar entre uma região e outra a ser segmentada.

- **representação e interpretação:** as informações ou medidas relacionadas com os objetos de interesse classificados e destacados no processo de segmentação fazem parte do objetivo final do conjunto de técnicas do processamento. É nessa etapa que se realiza uma avaliação quantitativa baseada no aspecto de interesse (o tamanho de um defeito, a porcentagem de uma determinada microestrutura, etc).

4.3 Filtragem no domínio espacial

Filtragem no domínio espacial faz parte de um conjunto de operações que atuam diretamente nos pixels que constituem a imagem. A operação de filtragem pode ser representada matematicamente pela seguinte expressão:

$$g(x,y) = T[f(x,y)] \quad (4.1)$$

onde $f(x,y)$ representa a imagem original, $g(x,y)$ representa a imagem filtrada e T é a representação do operador que efetua a filtragem, definido numa vizinhança (x,y) .

O operador filtro é uma sub-imagem (também chamado de máscara) geralmente quadrada e de ordem ímpar centrada em (x,y) , o qual é um pixel de interesse (figura 4.1). O filtro espacial T opera sobre um conjunto de pixels vizinhos ao pixel de interesse e o resultado dessa operação depende do nível de cinza desse pixel e de seus vizinhos. A vizinhança de um pixel genérico P é o conjunto de todos os pixels que, de alguma forma, ficam ao redor de P . Quando os pixels considerados tocam o pixel de interesse somente pela aresta, diz-se que é uma vizinhança de conectividade 4. Se forem considerados os pixels que tocam o pixel de interesse também pelos vértices, então trata-se de uma vizinhança de conectividade 8.

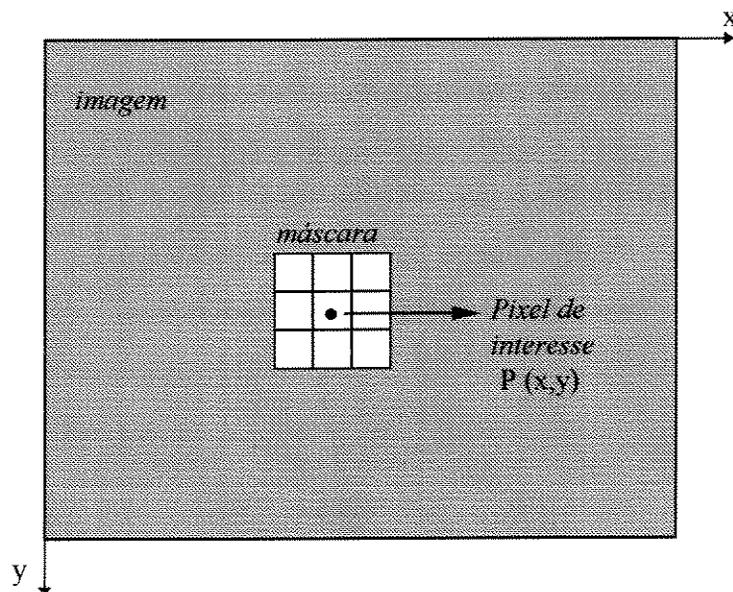


Figura 4.1 Máscara numa posição genérica (x,y)

A filtragem realizada no domínio espacial pode ser subdividida em filtragem linear e não linear.

4.3.1 Filtragem linear

Na operação de filtragem linear utiliza-se normalmente matrizes ou máscaras de pequenas dimensões, que atuam com base na equação da convolução a seguir:

$$g(x,y) = \sum_{i=-1}^m \sum_{j=-1}^n h(i,j).f(x-i,y-j) \quad (4.2)$$

onde $g(x,y)$ representa a imagem resultante, m e n definem o tamanho da máscara, $h(i,j)$ representa a máscara considerada e $f(x,y)$ a imagem original.

Considerando-se a máscara 3x3 representada na figura 4.2, a operação de filtragem consiste em se posicionar a máscara numa determinada posição na imagem (com o centro num determinado pixel) e ir movendo-a, pixel a pixel, até varrer toda a imagem. Para cada posição da máscara, o pixel referente à posição 5 (centro) assume um novo valor R , calculado pela seguinte expressão, baseada na equação (4.2):

$$R = w_1.z_1 + w_2.z_2 + \dots + w_9.z_9 \quad (4.3)$$

onde $z_1, z_2 \dots z_9$ são os níveis de cinza dos pixels da imagem original sob os elementos da máscara.

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

Figura 4.2 - Máscara genérica 3x3

Dentro da classe dos filtros lineares estão os chamados filtros derivativos ou operadores de diferenciação, cujas funções incluem melhoramento de contraste, definição de bordas, de

contornos e detalhes. Os filtros derivativos são implementados sob o conceito de derivação de uma função. Uma imagem digital caracteriza-se por *regiões*, onde os níveis de cinza são próximos e, por *fronteiras*, que marcam a transição entre as regiões e apresentam variação abrupta dos níveis de cinza. Matematicamente, as regiões caracterizam-se por derivadas pouco acentuadas e suaves, e as fronteiras caracterizam-se por derivadas bem acentuadas. Baseadas neste conceito de derivada, existem máscaras especiais com o objetivo de realçar detalhes e bordas em determinadas direções na imagem. Essas máscaras atuam de forma semelhante à explicada no item anterior e recebem nomes especiais, em função do nome de quem as desenvolveu.

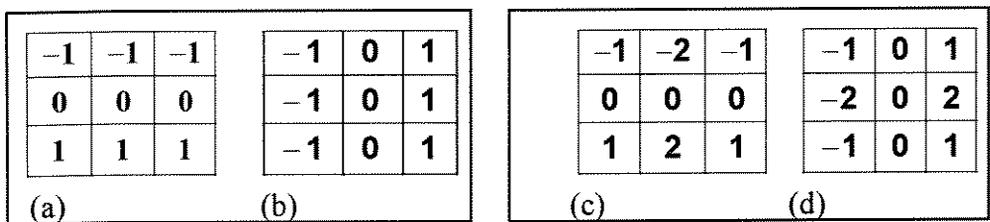


Figura 4.3 - Máscaras especiais. (a) Operador $Prewitt_{direção\ x}$ (c) Operador $Sobel_{direção\ x}$
 (b) Operador $Prewitt_{direção\ y}$ (d) Operador $Sobel_{direção\ y}$

Observando os operadores acima, nota-se que a somatória em (a) e em (c) é zero na direção y e diferente de zero na direção x. Isso significa que esse tipo de filtro realça os detalhes na direção x. O inverso ocorre com os operadores representados em (b) e em (d). A combinação dos dois pode ser usada para detecção de bordas nas duas direções.

A figura 4.4 mostra um exemplo de aplicação do operador Sobel, na direção x e y, separadamente, e combinando-se as duas direções. Em (a) vemos a imagem original. Trata-se de um bloco de carbono/carbono. Em (b) e em (c), temos o resultado da aplicação do operador nas direções x e y respectivamente. Nota-se que há o realce dos detalhes específicos de cada direção. Em (b), por exemplo, não aparece as listas verticais, no meio da imagem, nem o furo vertical, na porção inferior direita da imagem original. Em (d), o resultado da combinação dos operadores nas duas direções, evidenciando o realce das bordas na imagem. Como se vê, a textura nas imagens dos itens (b), (c) e (d) aparecem diferentes da imagem original. Isso ocorre porque há um rearranjo (mudança) nos valores dos pixels após a aplicação do operador gradiente.

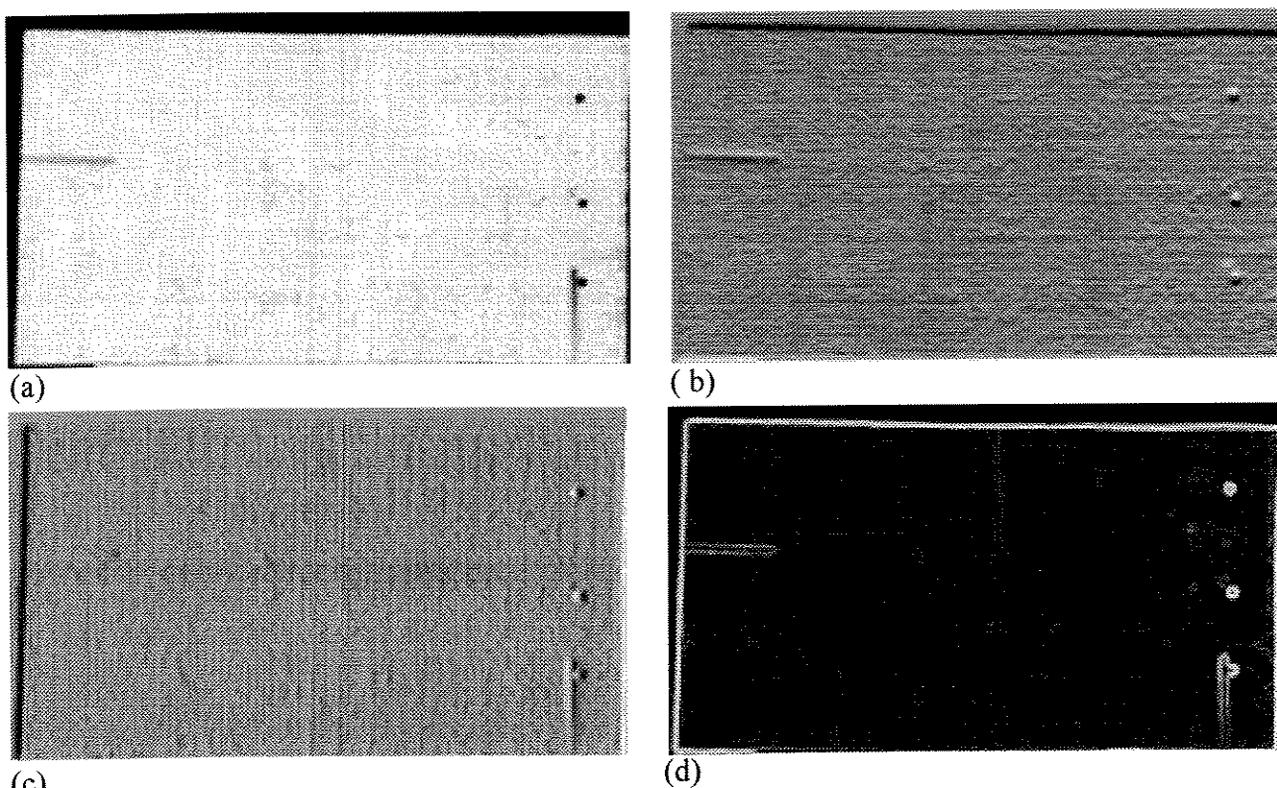


Figura 4.4 - Resultado da aplicação do operador *Sobel* na imagem (a) de um bloco de carbono/carbono com fibras tridirecionais

4.3.2 Filtragem não linear

Alguns filtros não lineares também operam sob o conceito de vizinhança. No entanto, essa operação é baseada diretamente nos valores dos pixels na vizinhança considerada, e não explicitamente no uso de coeficientes, como descrito na equação (4.3), para os filtros lineares. O exemplo mais representativo dessa classe de filtro é o filtro da *mediana*, cuja principal característica é a atenuação de ruídos aleatórios sem causar o efeito de borramento da imagem, frequentemente causado pela aplicação de filtros lineares.

O filtro da mediana normalmente usa uma vizinhança 3×3 e o valor do nível de cinza de cada pixel é substituído pela mediana dos valores dos pixels na vizinhança considerada. A mediana \underline{m} de um conjunto de valores é tal que metade dos valores está acima de \underline{m} e a outra metade está abaixo. Assim, a operação deste filtro envolve primeiramente a ordenação dos valores dos pixels, em ordem crescente, na vizinhança considerada. Supondo-se que numa vizinhança 3×3 (9 pixels) tem-se os seguintes valores (10, 20, 20, 20, 95, 20, 20, 25, 15). Ordenando-se em ordem crescente passa-se a ter (10, 15, 20, 20, 20, 20, 25, 95), cuja mediana é o valor 20 e não 95. Portanto, a principal função deste filtro é forçar os pixels com intensidades distintas a se assemelharem com seus vizinhos e, portanto, suavizar a imagem.

Como esse filtro preserva o aspecto quantitativo da imagem, ou seja, não altera o valor médio do pixels, o mesmo foi utilizado para correção do efeito de endurecimento de feixe, observados nas imagens do tarugo de alumínio tomografado neste trabalho.

4.4 Operações no domínio da frequência

O domínio da frequência (u, v) para uma dada função relaciona-se com o domínio espacial (x, y) pela seguinte transformação (PRATT, 1991):

$$\left| \begin{array}{c} \text{Domínio espacial} \\ f(x, y) \end{array} \right| \begin{array}{c} \xrightarrow{\mathfrak{F}} \\ \xleftarrow{\mathfrak{F}^{-1}} \end{array} \left| \begin{array}{c} \text{Domínio da Frequência} \\ F(u, v) \end{array} \right|$$

Considerando a imagem no domínio do espaço, as variações repentinas de intensidade de luz (ou níveis de cinza) correspondem a componentes de alta frequência e, por outro lado, variações suaves correspondem a componentes de baixa frequência.

4.4.1 - Transformada de Fourier

Considerando-se uma função contínua $f(x, y)$ de duas variáveis reais (x, y) no plano bidimensional, a transformada de *Fourier* desta função, denominada $\mathfrak{F} [(x, y)]$, é dada pela seguinte equação (GONZALEZ, 1993):

$$\mathfrak{F}[f(x, y)] = F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx \cdot dy \quad (4.4)$$

Na equação acima, (x, y) representa as variáveis no domínio espacial e (u, v) representa as variáveis no domínio da frequência. Essa operação de transformação preserva todas as informações contidas na imagem, de tal forma que é possível reconstituir a imagem original (no domínio do espaço) através da transformada inversa de *Fourier* $\mathfrak{F}^{-1} [F(u, v)]$, que é dada pela seguinte equação:

$$\mathfrak{F}^{-1}[F(u, v)] = f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{2\pi i(ux+vy)} du dv \quad (4.5)$$

Considerando o caso específico de uma imagem digital quadrada de N por N pixels, o par de equações 2.1 e 2.2 é melhor expresso através das seguintes equações:

$$F(u, v) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{\frac{-2\pi i(ux+vy)}{N}} \quad (4.6)$$

para u e v variando de 0 a $N-1$, e:

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{\frac{2\pi i(ux+vy)}{N}} \quad (4.7)$$

para x e y variando de 0 a $N-1$.

4.4.2 - Filtragem no domínio da frequência

A operação de filtragem no domínio da frequência consiste em se aplicar uma função de transferência (função filtro), que atua sob uma operação de convolução, no espectro de frequência da imagem que se deseja filtrar. Em seguida, aplica-se a transformada inversa de Fourier e obtêm-se a imagem filtrada no domínio espacial.

Seja $g(x, y)$ uma imagem formada pela convolução de uma outra imagem $f(x, y)$ com um operador linear $h(x, y)$, ou seja:

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y) \quad (4.8)$$

No domínio da frequência, pode-se extrair a seguinte relação, com base no teorema da convolução:

$$G(u, v) = H(u, v) F(u, v) \quad (4.9)$$

onde $G(u,v)$, $H(u,v)$ e $F(u,v)$ são as transformadas de *Fourier* das funções $g(x,y)$, $h(x,y)$ e $f(x,y)$. Portanto, $H(u,v)$ representa a função de transferência do operador filtro.

A figura 4.5 é uma representação esquemática de uma imagem no domínio da frequência e as transformadas de *Fourier* (direta e inversa), envolvidas no processo de filtragem. As circunferências desenhadas no espectro de frequência podem ser entendidas como curvas de nível do espectro de frequência. O conteúdo da imagem está concentrado no centro do espectro, diminuindo em direção às bordas.

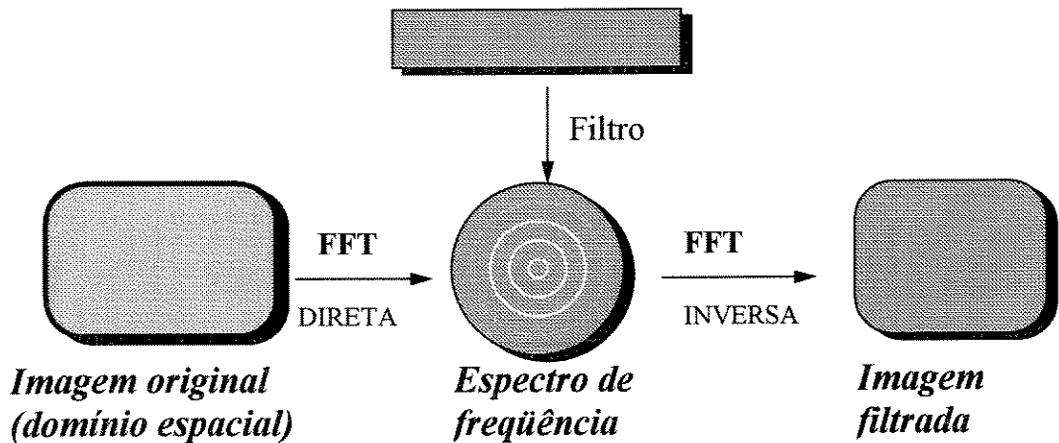


Figura 4.5 - Representação esquemática de uma filtragem no domínio da frequência

Os filtros no domínio da frequência são classificados em três categorias:

❶ **Filtros passa-altas (*high-pass*)**: tem como função a filtragem das componentes de alta frequência do espectro e, por isso, sua principal função é enfatizar alguma característica ou aspecto de interesse na imagem, como por exemplo, as bordas contidas na imagem. O efeito indesejável é o de enfatizar o ruído que porventura exista na imagem. A função de transferência de um filtro passa-altas é definida pela seguinte equação:

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + \left[\frac{D_0}{D(u, v)} \right]^{2n}} \quad (4.10)$$

onde n é um número inteiro e refere-se à ordem do filtro, D_0 denomina-se frequência de corte e $D(u, v)$ é a distância de corte medida em relação à origem do plano de frequência, e é expresso da seguinte forma:

$$D(u, v) = \sqrt{(u^2 + v^2)} \quad (4.11)$$

② Filtros passa-banda (*band-pass*): a função destes filtros é selecionar uma determinada faixa de frequência. O efeito é intermediário aos causados pelos filtros passa altas e passa baixas. A função de transferência de uma filtro passa-banda é dado pela expressão:

$$H(u, v) = 1 - \frac{1}{1 + \left\{ \frac{D(u, v) \cdot w}{[D(u, v)]^2 - D_0^2} \right\}^{2n}} \quad (4.12)$$

onde w é uma largura de banda (ou uma faixa de frequência), D_0 e $D(u, v)$ têm o mesmo significado da equação (4.11).

③ Filtro passa-baixas (*low-pass*): os filtros passa baixas têm a função de suavização da imagem, ou seja, há a filtragem das altas frequências que correspondem às variações repentinas de níveis de cinza, deixando passar as baixas frequências, que correspondem às variações suaves de níveis de cinza. Com isso, há um efeito de homogeneização da imagem. Esse tipo de filtro é o mais indicado para atenuação de ruídos. A função de transferência deste filtro é dado da seguinte maneira:

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + \left[\frac{D(u, v)}{D_0} \right]^{2n}} \quad (4.13)$$

onde D_0 e $D(u, v)$ também têm o mesmo significado das equações (4.11) e (4.12).

4.5 - Segmentação

Segmentação é a extração de características de interesse numa imagem digital. O primeiro passo para a segmentação de uma imagem é a identificação dos objetos de interesse, os quais podem ser defeitos tais como trincas, poros, etc. Para identificá-los, é necessário explorar as suas características de similaridade e descontinuidade decorrentes dos valores dos níveis de cinza dos *pixels*

O método mais simples de segmentação é a partir da escolha de valores de limiar, que explora características de similaridades (*thresholding*). É um método de conversão da imagem em níveis de cinza para imagem binária valores (0 e 1), onde cada pixel assume um valor, correspondente ao preto (0) ou branco (1). Para transformar a imagem original (em níveis de cinza) em imagem binária, é necessário se estabelecer um limiar (*threshold*) de nível de cinza, acima do qual os *pixels* assumirão o valor correspondente ao branco e, abaixo, o valor correspondente ao preto. Uma maneira de se identificar esse limiar é usando o histograma da imagem, que mostra os valores de níveis de cinza e número de *pixels* correspondentes a cada nível de cinza.

O passo seguinte é a classificação das regiões definidas na imagem binária, que também pode ser entendida como uma rotulação, ou seja, cada região recebe um rótulo distinto. Assumindo-se que em uma determinada imagem foram identificadas 50 regiões. Tem-se que cada uma delas receberá um rótulo de 1 a 50. Este é um procedimento necessário, e útil, para se calcular, por exemplo, a área dos objetos identificados na imagem. Partindo-se daí, as aplicações são diversas, podendo-se citar a caracterização de materiais compósitos quanto ao cálculo da porcentagem, fator de forma e área das fibras (SILVA, 1996) , quantificação de defeitos tais como trincas, porosidades, etc, através da imagem tomográfica do material ou componente.

Para exemplificar, considere-se o aspecto da imagem mostrada na figura 4.6. A imagem já esta na forma binária. O objetivo é calcular a área e o perímetro de cada região (em branco) da imagem. Nas figuras 4.7 e 4.8 tem-se a mesma imagem, porém com as regiões e os contornos rotulados, respectivamente.

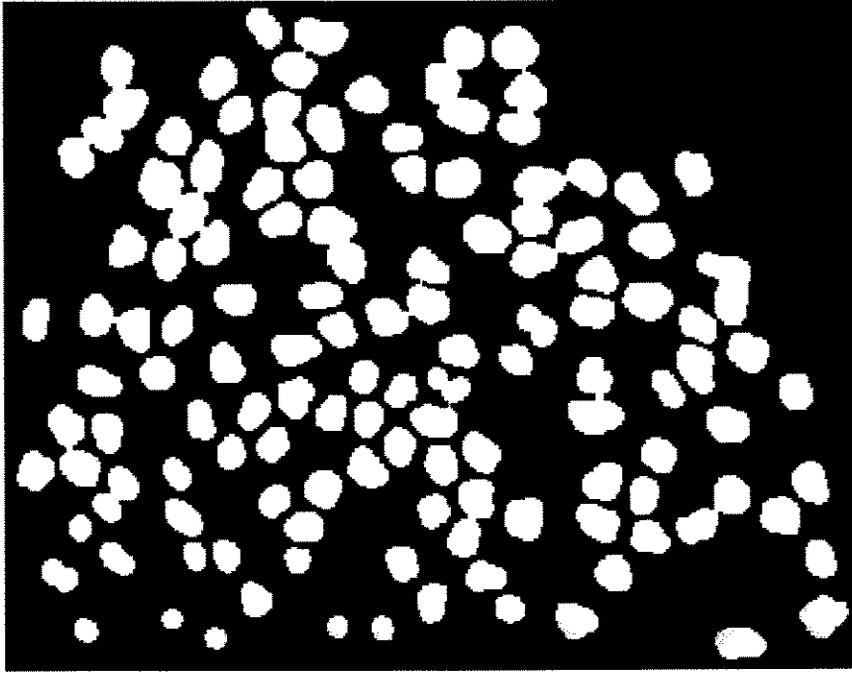


Figura 4.6 - Exemplo de imagem para cálculo de área de objetos
(Fonte: JORDÁN, 1995)

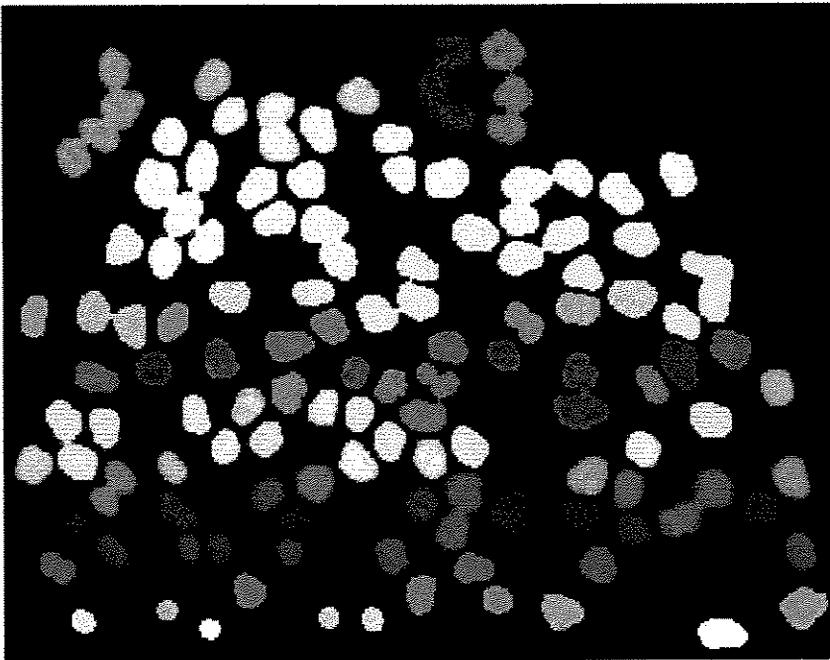


Figura 4.7 - Imagem rotulada

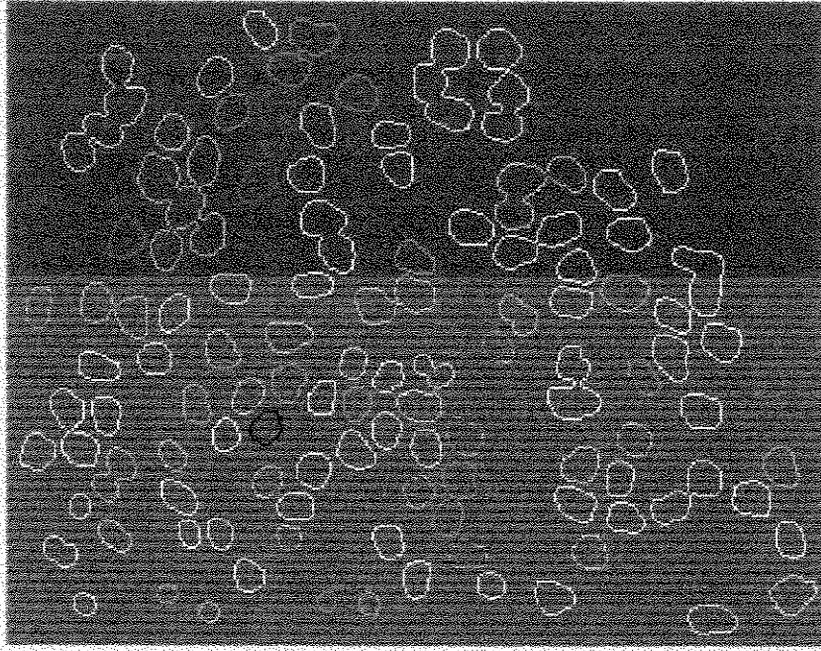


Figura 4.8 - Imagem com os contornos rotulados

Na figura 4.9 está o gráfico da área (em pixels) das regiões conectadas. Pode-se ver que foram identificadas 105 regiões e que a maior região tem 1 359 pixels. Na figura 4.10 está o gráfico do perímetro de cada região.

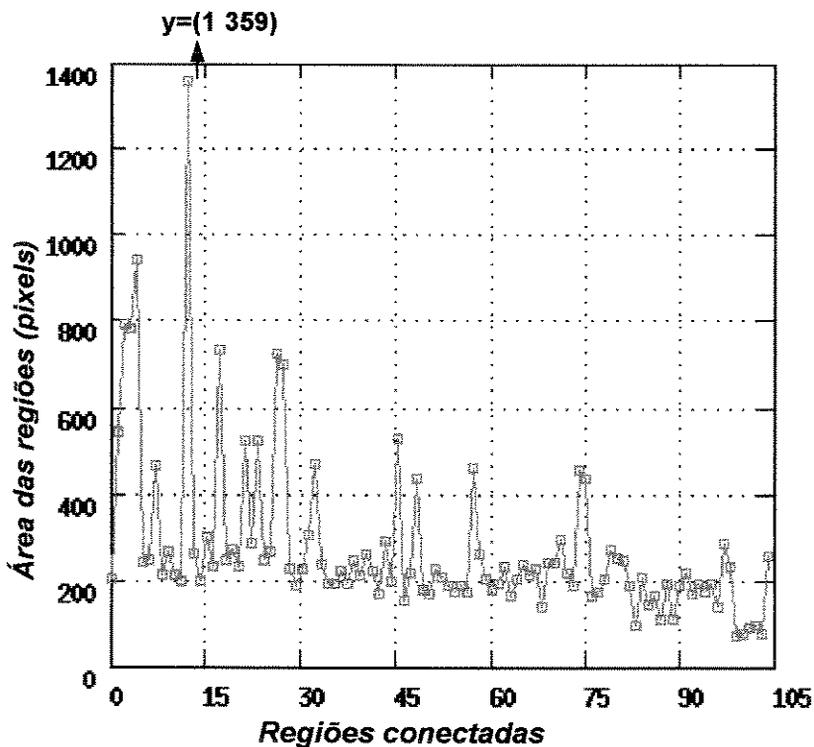


Figura 4.9 - Área das regiões conectadas

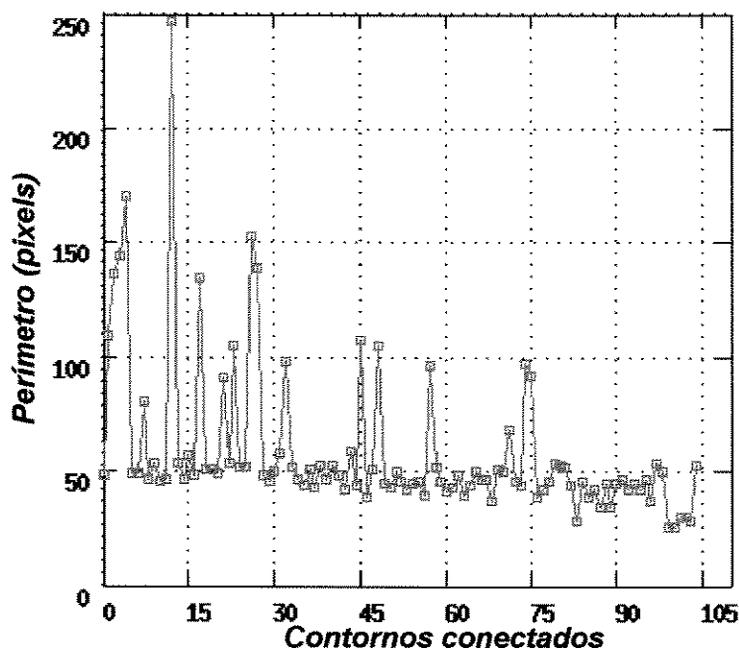


Figura 4.10 - Perímetro dos contornos conectados

4.6 - O sistema Khoros

O Khoros é um pacote aberto de processamento e visualização de imagens digitais que possui mais de 260 programas implementados nas diversas linguagens de programação (linguagem C, por exemplo). Foi desenvolvido na Universidade do Novo México (EUA) e é distribuído gratuitamente dentre a comunidade científica. O Khoros foi desenvolvido a partir de padrões existentes, bem difundidos e de fácil interação com o usuário, utilizando o sistema gráfico *X Windows*, no ambiente operacional *Unix*, sendo, portanto, compatível com quaisquer *hardwares* que suportem este sistema, como por exemplo, as estações de trabalho HP, SUN, IBM, NeXT, etc. A principal componente do Khoros é a linguagem de programação visual através do ambiente *cantata*. Neste ambiente é possível se construir programas específicos conectando-se blocos de processamento denominados *glyphs*. Estes programas específicos são agrupados, segundo suas funções, em diversas categorias: aritmética, conversão de cores, conversão de dados, conversão de formatos de arquivos, extração de características, filtragem, álgebra matricial, manipulação geométrica, manipulação de histogramas, classificação estatística, segmentação, dentre outras.

Um grupo desses blocos de processamento com um objetivo específico forma um *workspace*. Na figura 4.11 tem-se o exemplo de um *workspace* montado no ambiente *cantata* para a filtragem de uma imagem no domínio da frequência. Observa-se no início (*user defined*) a caixa de entrada dos dados, ou seja, a imagem original. As linhas que unem um bloco ao outro representam o caminho percorrido pelos dados à medida que se desenvolve o processamento. No exemplo de *workspace* mostrado, a primeira etapa é a obtenção do espectro de frequência da imagem original, através do operador *FFT* (*Transformada rápida de Fourier - direta*) e, então seguem-se as demais etapas.

No Khoros há duas classes de programas. Uma delas engloba as rotinas que permitem pouca interação com o usuário, ou seja, o usuário fixa os parâmetros adequados em função do tipo de aplicação. Dentro dessa classe pode-se citar o operador *low-pass*, usado no *workspace* para filtragem no domínio da frequência. Nesse operador é necessário fixar os parâmetros relacionados à frequência de corte e à ordem do filtro, conforme mostrado na figura 4.12. Outro operador muito usado durante todo o trabalho foi o *extract*. Geralmente, o campo ocupado pelo objeto tomografado era menor do que o círculo de reconstrução do tomógrafo, que define a imagem como um todo, apesar de poder ser fixado. Portanto, era necessário extrair as regiões de interesse da imagem original, fixando-se as coordenadas correspondentes, conforme a figura 4.13. A outra classe de programas engloba aqueles onde a interação com o usuário é maior, como por exemplo, o operador *Interactive ROI*, que tem a mesma funcionalidade do operador *extract*, porém o usuário define a área de extração marcando as coordenadas de interesse diretamente na imagem.

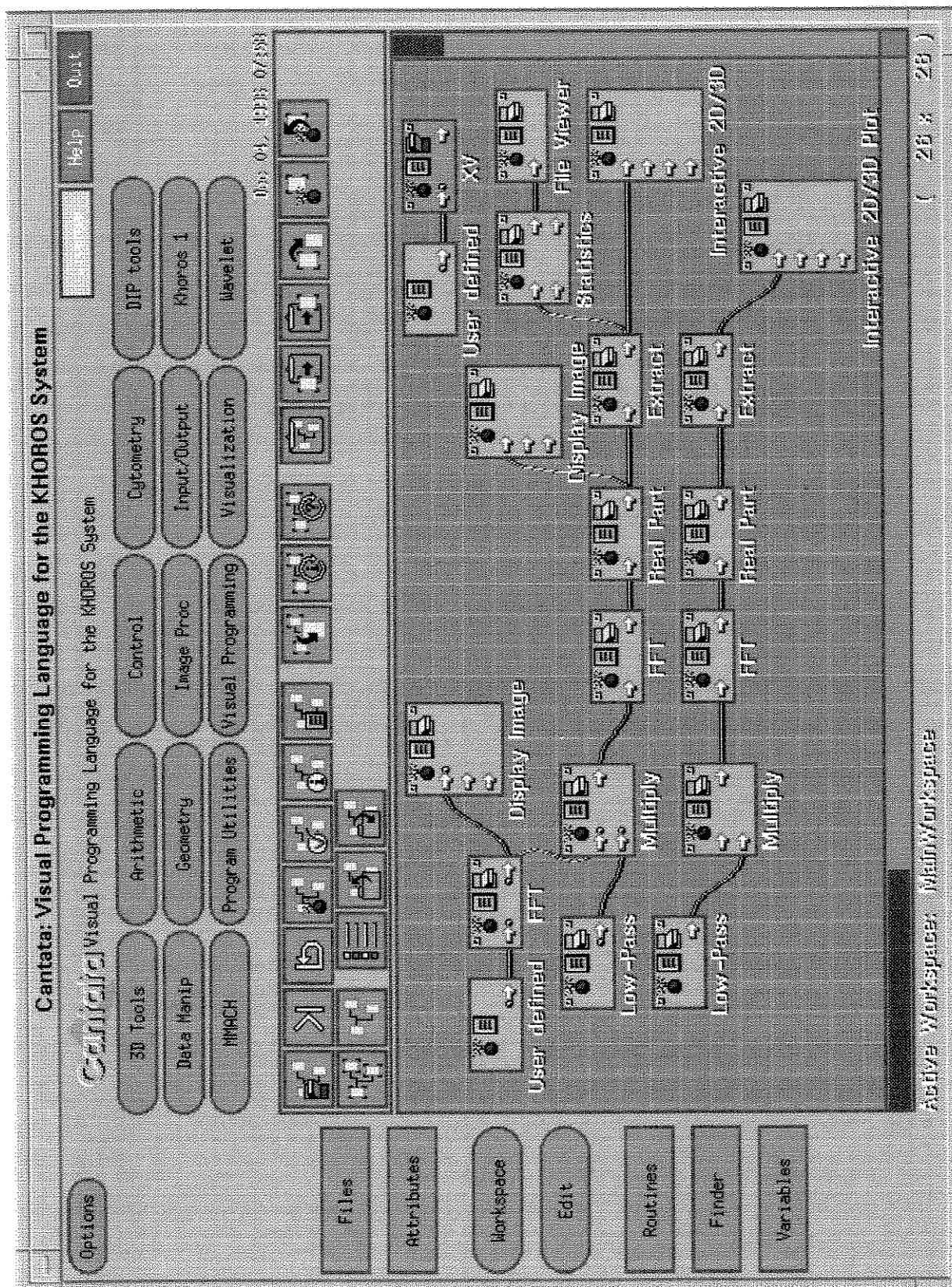


Figura 4.11 - Workspace para filtragem no domínio da frequência

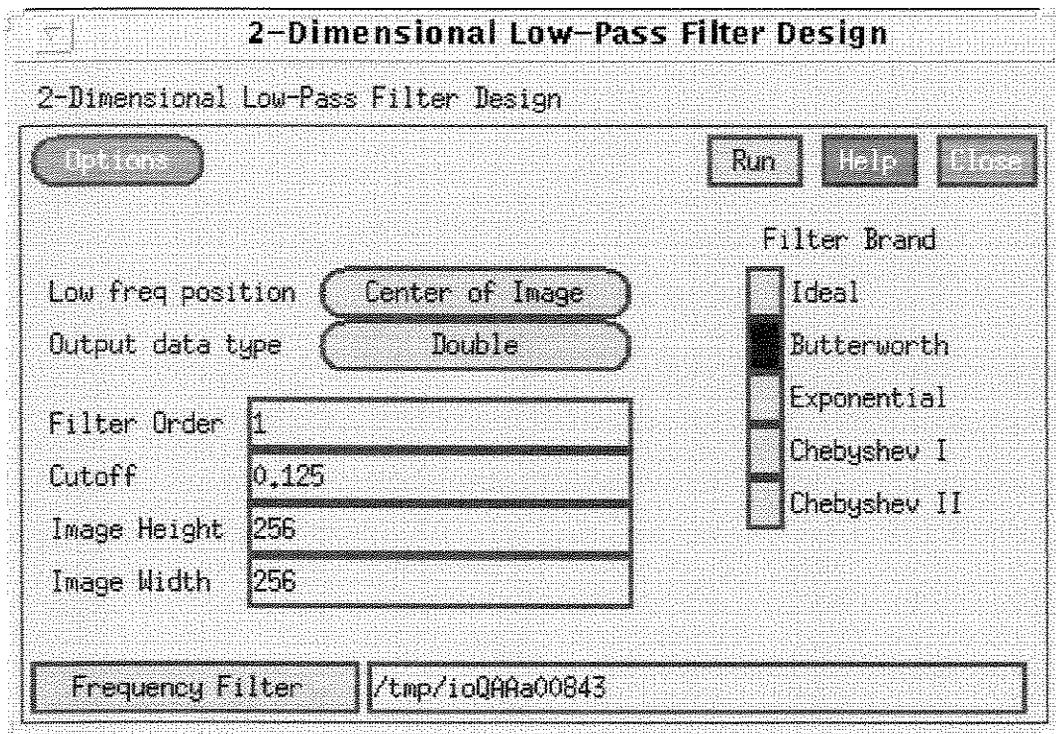


Figura 4.12 - Parâmetros do operador *low-pass*

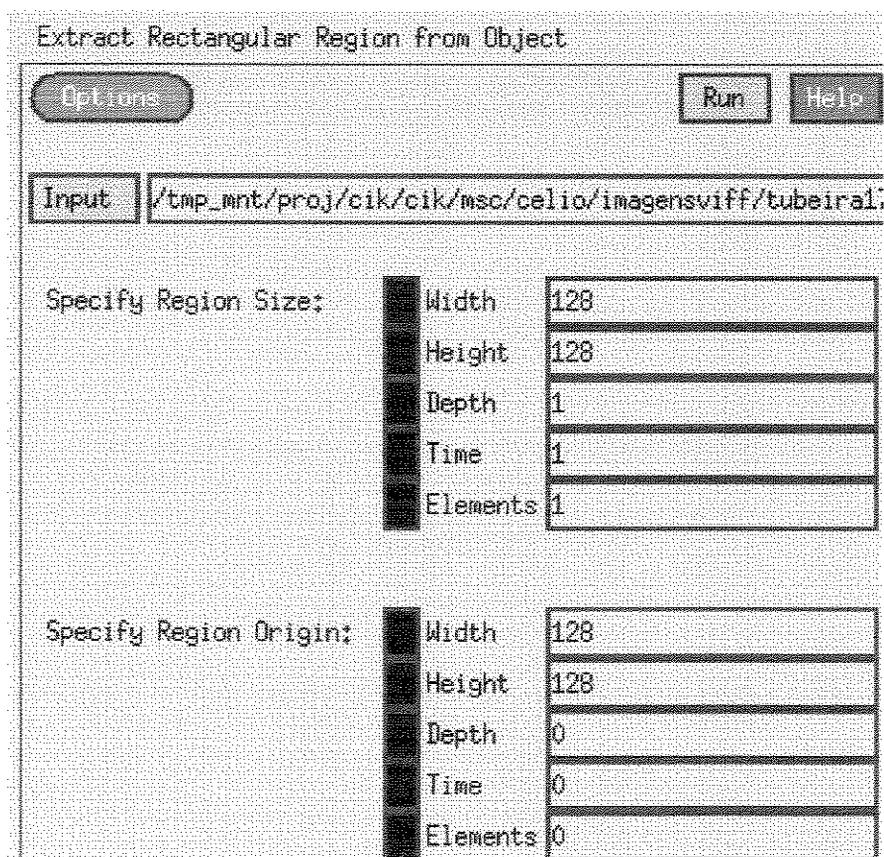


Figura 4.13 - Operador *extract*

Capítulo 5

Materiais e Métodos

Este capítulo descreve o tomógrafo e os parâmetros utilizados durante as tomografias dos vários materiais e componentes, bem como a simulação de defeitos em algumas amostras.

5.1 - Descrição do equipamento

Foi utilizado o tomógrafo GE 9800 do Hospital das Clínicas da UNICAMP. Este é um aparelho de terceira geração com 742 detectores de gás xenônio. O tubo de raios-x e o conjunto de detectores estão localizados na parte interna da cavidade de exame (gantry). O tubo pode operar em três níveis de energia: 80 KV, 120 KV e 140 KV e a intensidade de corrente em cada nível pode variar de 10 mA até 300 mA. A abertura total do “gantry” é de 70 cm de diâmetro e pode-se escolher um campo de visão adequado ao objeto que se deseja tomografar. O tempo de varredura pode variar de 1,3 a 8 segundos. As espessuras das fatias tomográficas podem ser de 1,5 mm, 3mm, 5mm e 10mm. A espessura da fatia define a espessura do voxel e a precisão da técnica tomográfica, pois os dados medidos são médios na espessura considerada. O tamanho da matriz e do círculo de reconstrução definem o tamanho do pixel e diz respeito à qualidade da imagem final, ou seja, definem a resolução espacial da imagem. No tomógrafo utilizado pode-se escolher matrizes quadradas de 128, 256 ou 512 pixel para a reconstrução da imagem e o círculo de reconstrução pode ser escolhido em função do tamanho do objeto tomografado (dentro do limite máximo do espaço do “gantry”).

A tabela 5.1 lista os vários parâmetros escolhidos para cada material ou componente, em função do tamanho dos mesmos. Em alguns casos, repetiu-se algumas tomografias em outras condições (principalmente espessura dos cortes e espaçamento entre os mesmos), cujo procedimento é detalhado à parte.

Tabela 5.1: Parâmetros de operação do tomógrafo

Amostra	Energia (KV)	Corrente (mA)	Espessura de corte (mm)	Espaçamento entre cortes (mm)	Campo de visão (cm)	Resolução	Matriz (nxn)
Carb./Carb. Bidirecional	120	70	3,0	3,0	20	osso	512
Amostras de Alumínio	120	70	3,0	3,0	15	osso	512
Tubeira de foguete	120	70	10,0	10,0	45	osso	512
Filtro eletroquímico	120	70	1,5	1,5	17	osso	512

Como mostra a tabela 5.1, parâmetros como nível de energia, intensidade de corrente e tamanho da matriz foram os mesmos para todas as amostras. Depois de alguns testes, escolheu-se estes valores em função da melhor qualidade em relação aos outros valores testados. Espaçamento entre cortes, campo de visão, que diz respeito ao tamanho do círculo de reconstrução da imagem, e espessura de corte foram escolhidos em função do tamanho da amostra. A resolução para osso foi escolhida por ser o tecido do corpo humano que mais se aproxima da densidade dos materiais ensaiados. Em alguns casos, suspeitando a presença de algum defeito, repetiu-se o ensaio em outras condições variando-se, por exemplo, a espessura de corte. No caso específico da tubeira, como era a maior amostra, executou-se uma seqüência de cortes com espaçamento de 10 mm entre um e outro e com espessura de 10 mm. Após obter-se 23 imagens, encontrou-se uma área de maior contraste (escura) e neste ponto refinou-se o espaçamento e a espessura de corte para 1,5 mm. É importante frisar que a escolha desses parâmetros dimensionais dependem do tipo de análise que se deseja fazer. No processo de fabricação de um componente, normalmente há uma região crítica, com mais tendência a apresentar defeitos. Nessas regiões, deve se escolher os parâmetros que oferecem imagens com a melhor resolução.

5.2 - Materiais e casos estudados

A escolha dos principais materiais e componentes tomografados foi feita segundo um critério de responsabilidade de desempenho e custo de manufatura que justificassem o uso desta técnica.

Para tal propósito, recorreu-se a alguns materiais desenvolvidos e utilizados pela Divisão de Materiais do Centro Técnico Aeroespacial (São José dos Campos) e também na EMBRAER. Trata-se de amostras de materiais compósitos do tipo carbono/carbono (matriz à base de carbono reforçada com fibras de carbono), e componentes estruturais usados na tecnologia aeronáutica e aeroespacial. Dentre estes, destaca-se as gargantas de tubeira de foguete (figura 5.1), com diâmetro de aproximadamente 300 mm, tendo feixes de fibras distribuídos em 4 direções, e os perfis (Figura 5.2) usados como elementos estruturais nas asas de aviões de médio porte, fabricado pela EMBRAER. Estes perfis são compostos por uma estrutura interna de alumínio, tipo colmeia, envolvida por uma “capa” de um compósito de matriz polimérica reforçada com fibras de vidro. As tubeiras são componentes especiais usados no corpo de foguetes. Por elas passam os gases da combustão do propelente sólido, responsáveis pela propulsão ao foguete. O interior chega a atingir temperaturas próximas a 2800° C. A importância do bom funcionamento desses componentes é vital, pois qualquer anomalia ou falha que ocorra em função de algum defeito de fabricação, por exemplo, altera todos os parâmetros da trajetória do foguete fazendo-o perder a órbita.

Também foram investigadas amostras em forma de blocos com matriz de carbono e feixes de fibras, também de carbono, distribuídos tridirecionalmente (figura 5.3). Um aspecto relevante para as análises é que se sabia previamente que essas amostras, apesar de terem sido tratadas termicamente a pelo menos 900°C, na ausência de oxigênio (carbonização), não foram reimpregnadas, fazendo com que o material apresentasse poros. As reimpregnações normalmente ocorrem após os tratamentos de carbonização e/ou grafitação ($T \geq 1700^{\circ}\text{C}$), à temperatura ambiente ou próxima do mínimo de viscosidade do impregnante. Estas amostras com vazios e baixa adesão da matriz com as fibras de carbono foram utilizadas propositadamente para se comprovar o potencial da técnica na detecção de defeitos dessa natureza. Nestas amostras também foram simulados defeitos, através de vários furos.

Dentre as amostras metálicas, foram examinados os seguintes itens: perfil de alumínio (em “U”), de 38 mm por 38 mm (figura 5.4), no qual foram feitos três furos na aba inferior, sendo dois de 1,0 mm de diâmetro e o outro de 1,5 mm e na aba lateral direita foram feitos dois furos de 1,5 mm; amostra cilíndrica (tarugo) de 40 mm de diâmetro e amostras cilíndricas fundidas no Centro de Tecnologia (CT) da UNICAMP (figura 5.5), estas também de alumínio. Na amostra cilíndrica (cilindro maior mostrado na figura 5,5) foram feitos quatro furos, sendo dois de 1,0 mm de diâmetro e dois de 2,0 mm. Também foi tomografada uma amostra de magnésio em forma de bloco, com espessura de aproximadamente 30 mm. No bloco havia um furo ou canal perfurado na maior superfície. O objetivo de se tomografar esse bloco foi investigar esse canal e também investigar a presença de artefatos.

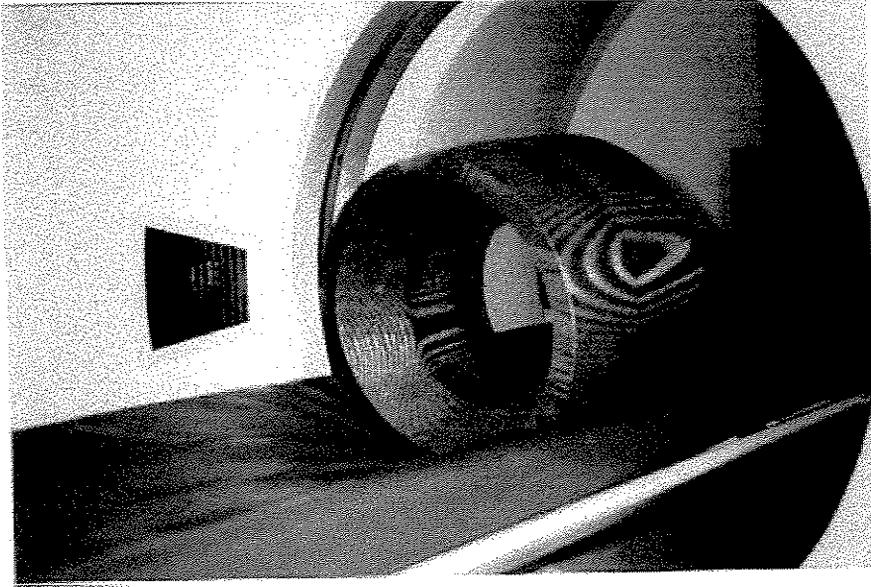


Figura 5.1 - Garganta de tubeira de foguete

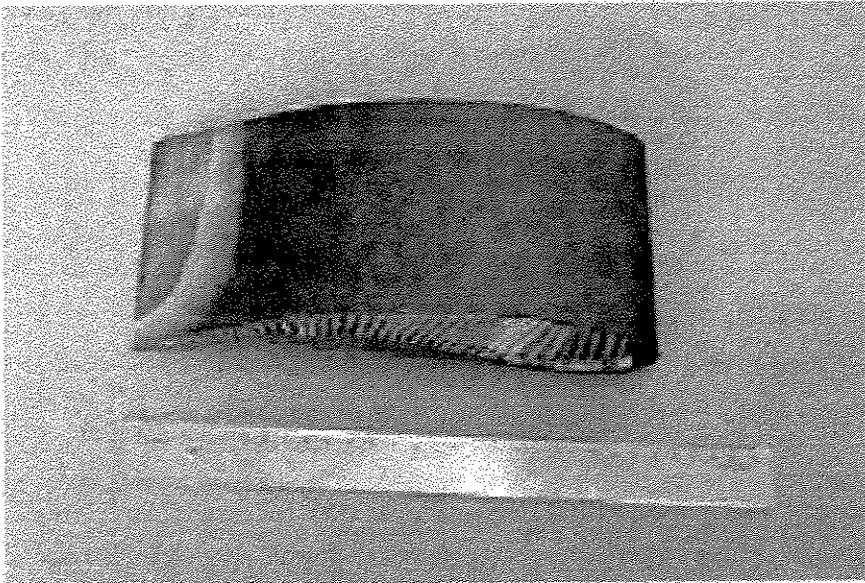


Figura 5.2 - Perfil estrutural

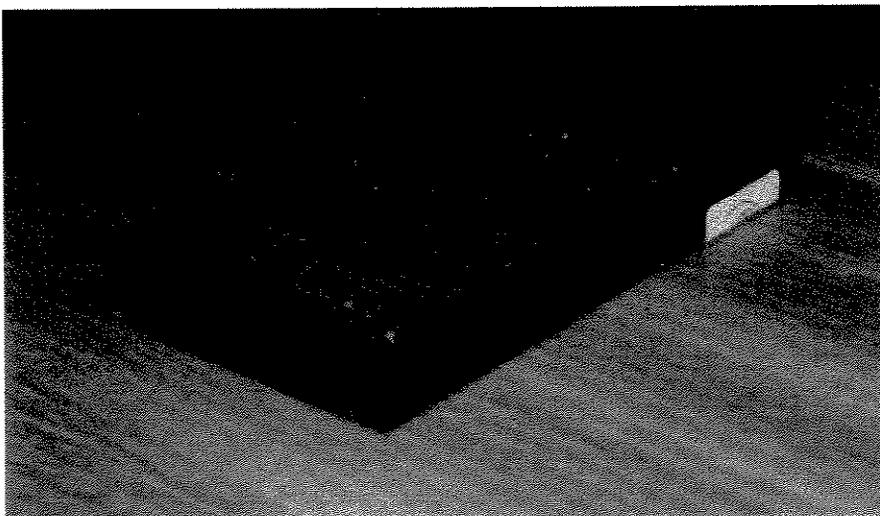


Figura 5.3 - Bloco de carbono com fibras tridirecionais

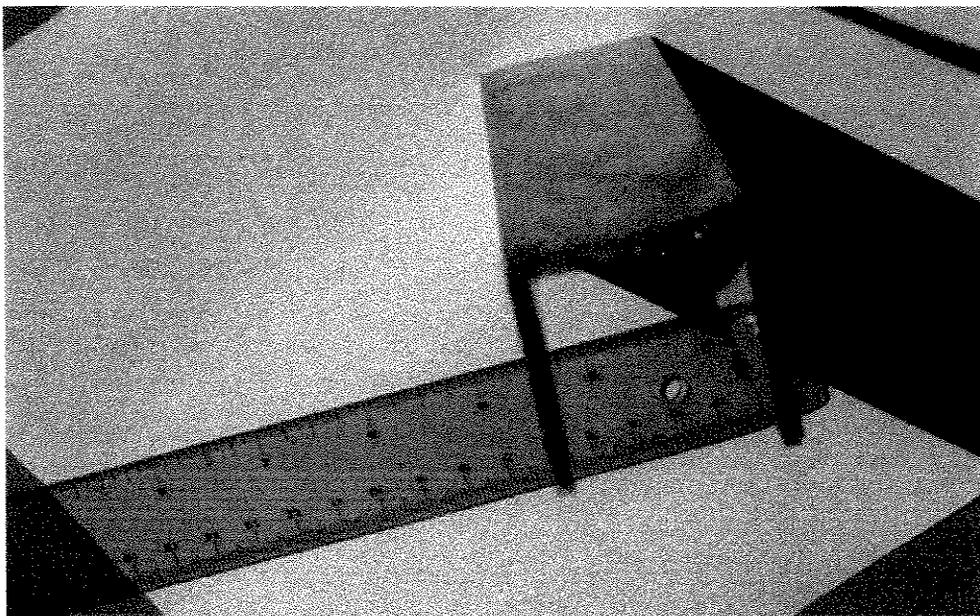


Figura 5.4 - Perfil de alumínio

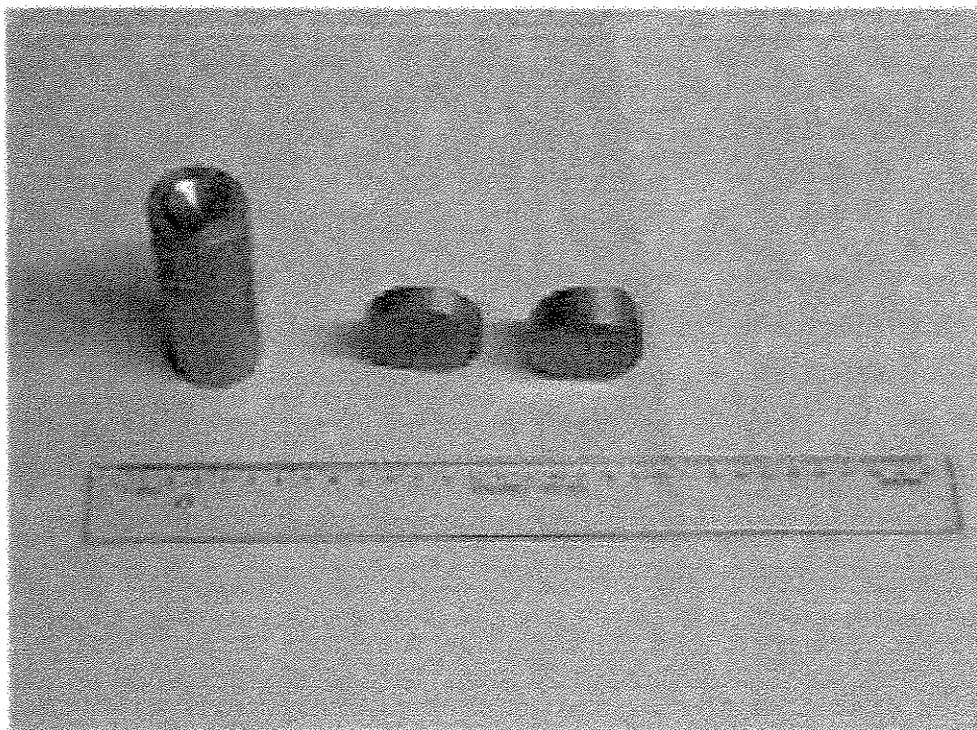


Figura 5.5 - Cilindros de alumínio

5.2.1 - Descrição do filtro eletroquímico

Os filtros eletroquímicos de que se trata aqui são espumas de carbono vítreo usadas para remover resíduos de metal (neste caso específico, zinco) de efluentes industriais (efluentes reais), com o objetivo de torná-los pouco nocivos quando retornados ao meio ambiente. Os efluentes também podem ser sintéticos (produzidos em laboratório). A diferença básica entre eles é a condutividade elétrica, que é maior nos efluentes sintéticos.

A figura 5.6 representa esquematicamente uma célula eletrolítica utilizada para a remoção de resíduos metálicos de efluentes. O católito e o anólito compõem o eletrólito (efluente). Na figura, **A** representa os anodos, **D** os difusores de fluxo e **C** o catodo (espuma de carbono vítreo). O difusor de fluxo tem como função básica distribuir o eletrólito através do catodo. O eletrólito é posto a circular em fluxo contínuo, passando pela célula representada na figura 5.6. As partículas do metal presentes no eletrólito são retidas no catodo por diferença de potencial criadas por um campo elétrico. Um dos problemas é saber qual a espessura ótima do filtro a ser usado neste sistema. A montagem do sistema de filtragem permite estimar a quantidade total de metal retida no filtro, medindo-se a concentração inicial e final do eletrólito. Porém, não se sabe como a massa de metal está distribuída no interior do filtro. Nesse ponto, a tomografia assume um importante papel, pois através desta técnica é possível examinar como o metal está distribuído no interior do filtro, quantificando a massa de metal. Essa análise permite avaliar até que espessura a remoção é eficiente, podendo-se chegar a uma espessura ótima.

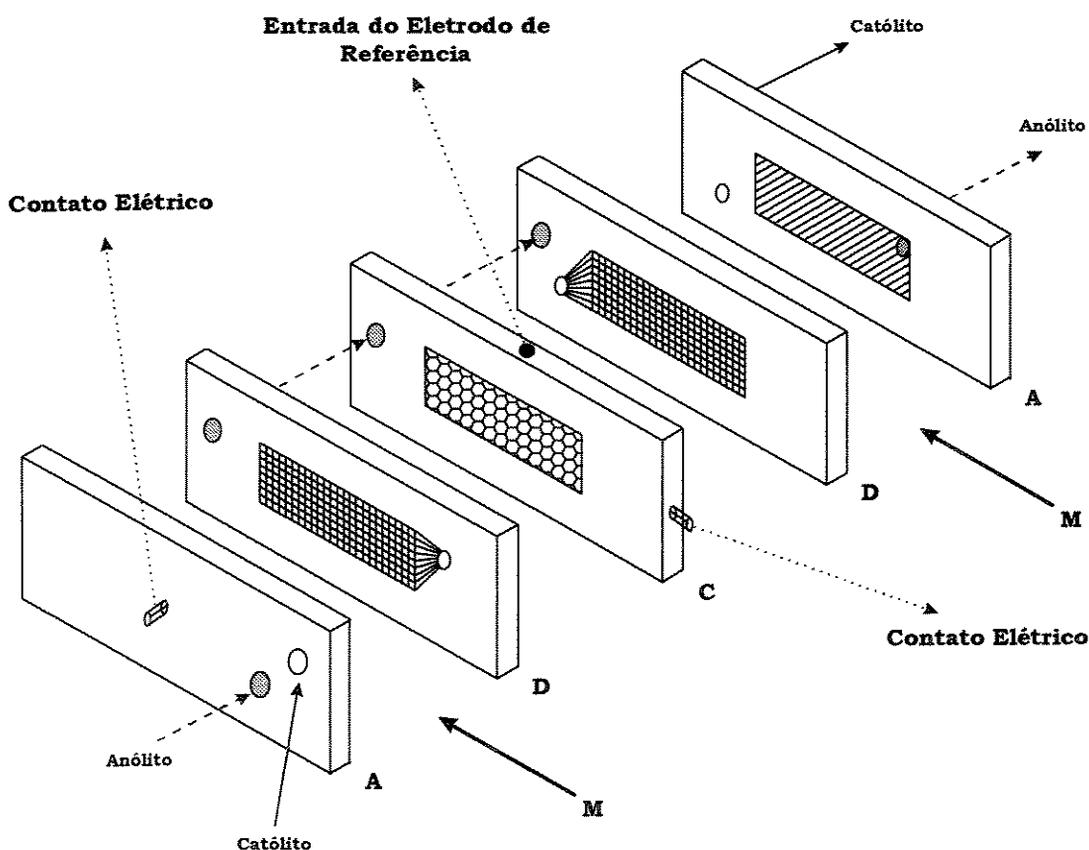


Figura 5.6 - Representação esquemática de uma célula eletrolítica

(Fonte: LANZA, 1996)

O filtro (catodo), de dimensões 150 mm x 50 mm x 12 mm, foi montado em uma placa de material polimérico, conforme figura 5.6. A placa foi tomografada em 9 posições, espaçadas de 1,5 mm e em planos paralelos à maior dimensão, sendo a primeira imagem feita bem próximo da superfície. A espessura das fatias tomográficas também foi de 1,5 mm, ou seja, igual ao espaçamento entre os cortes. Esse cuidado foi tomado para que não se perdesse nenhuma informação ao longo da espessura do filtro. Por exemplo, um espaçamento entre cortes de 1,5 mm e fatias de 1,0 mm, corresponderia a uma perda de 0,5 mm entre uma imagem e outra.

5.3 - Processamento das imagens

As imagens armazenadas pelo computador do tomógrafo foram gravadas em fitas de rolo de ½ polegada do tipo SCOTT 777. Para processá-las, o passo seguinte foi transferir essas imagens para uma estação de trabalho. Isso foi feito através de programas específicos desenvolvidos na Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP. Um deles foi responsável pela transferência dos dados, e o outro, pela conversão desses dados (imagens) para o formato VIFF (*Visualization Image File Format*), que é o formato reconhecido pelo sistema KHOROS (descrito no capítulo 4), usado neste trabalho para ler e processar as imagens.

Capítulo 6

Resultados e Discussões

Durante a realização deste trabalho foi obtido um número muito grande de imagens dos diversos tipos de materiais tomografados. Como seria inviável incluir todas elas, neste capítulo são apresentadas as imagens e os casos mais representativos, e suas respectivas análises.

6.1 Amostras de material compósito

6.1.1 Bloco de carbono com fibras tridirecionais

A figura 6.1 mostra uma seqüência de 4 imagens tomográficas do bloco de carbono/carbono. As imagens mostram nitidamente os orifícios feitos no material. Na porção direita da primeira imagem pode-se observar os três furos de 1 mm. Nesta posição de corte, os furos laterais não aparecem. Na segunda imagem já aparecem os três furos laterais (2 horizontais e 1 vertical) de 1 mm de diâmetro. Na terceira imagem aparece 1 furo horizontal e um vertical. Além dos furos produzidos, ainda é possível notar em todas as imagens, com mais destaque na primeira (superior esquerda), regiões de alto contraste, indicativas de porosidades ou regiões de baixa densidade, onde não houve suficiente compactação da matriz. Na terceira e quarta imagens (mais nitidamente na quarta) também é possível notar listras verticais, indicando uma provável falta ou deslocamento de feixe de fibras.

Foram extraídas duas colunas nas matrizes-imagens, sendo uma coincidente com uma das listras, entre os pontos 1 e 2, localizados nas bordas da imagem inferior direita (Figura 6.1) e o outro na mesma posição, na imagem superior direita, onde não há a presença de listra. Calculando-se os valores médios dos pixels, encontrou-se 1119 H na região correspondente à listra e 1306 H na outra região, ou seja, uma diferença de 187 H (14,3 %), o que caracteriza a presença de um defeito na região da listra.

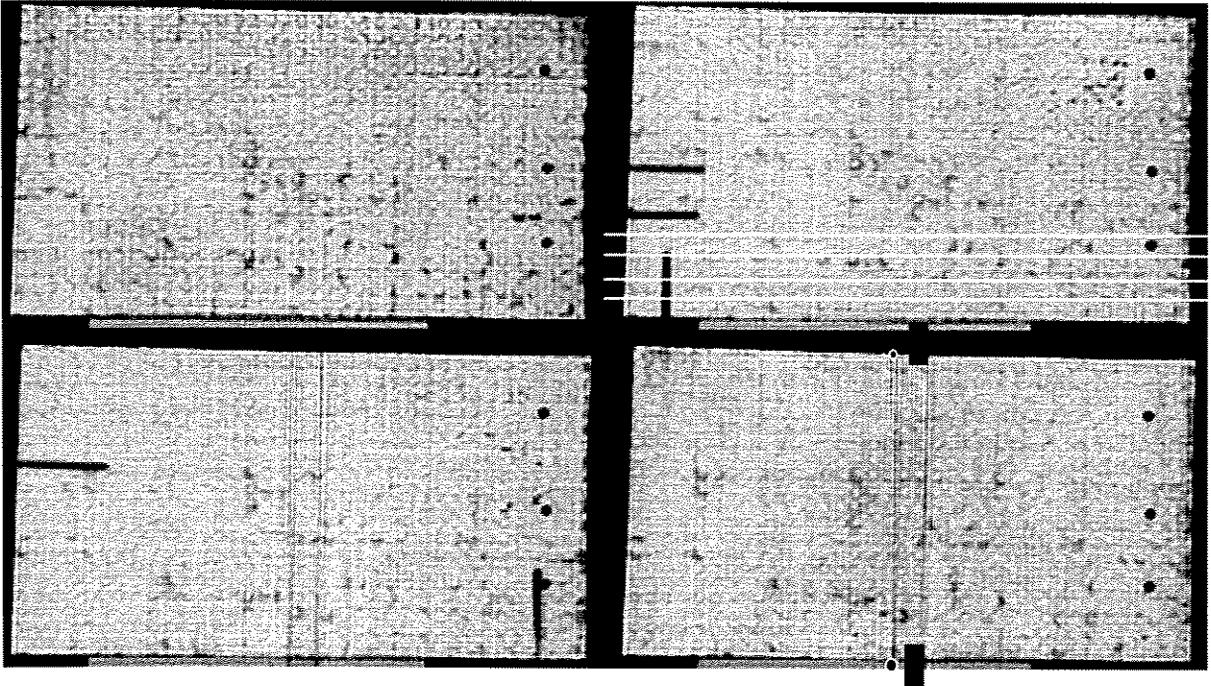


Figura 6.1 - Seqüência de 4 imagens de um bloco de carbono/carbono (Fibras em 3D)

Esta mesma amostra foi tomografada em seções perpendiculares à maior face e paralelas à maior aresta do bloco (conforme indicado na figura 6.1), cujas imagens estão mostradas na figura 6.2. Também nessas imagens é possível notar várias heterogeneidades do material. A parte retangular menor que aparece embaixo das seções, nas figuras 6.1 e 6.2, correspondem ao suporte usado para apoiar a amostra.

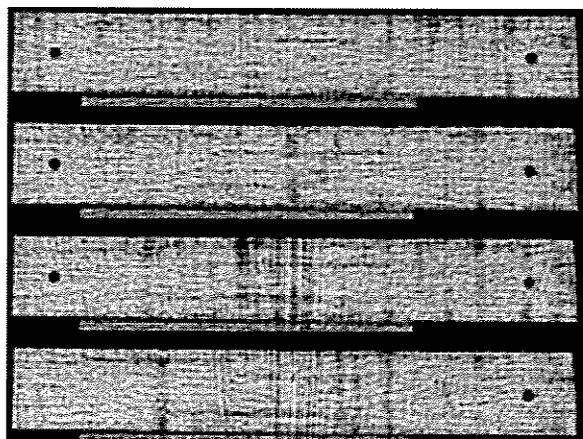


Figura 6.2 - Imagens transversais do bloco de carbono bidirecional

Este aspecto revelador da tomografia computadorizada fornece dados importantes da estrutura interna do material, permitindo acompanhar a evolução do processo de manufatura e corrigir eventuais falhas que venham a ocorrer durante as etapas de processamento.

6.1.2 Tubeira de foguete

A figura 6.3 é uma das imagens tomográficas da tubeira feitas através de cortes transversais. Na parte superior da imagem pode-se ver uma região (ou um ponto) de maior contraste (mais escura). Os tons escuros presentes na porção inferior da imagem são devidos aos artefatos causados pela mesa do tomógrafo, pois a mesma ficou praticamente em contato com a peça. Com o objetivo de verificar se estes artefatos estavam mascarando alguma heterogeneidade nessa região, a peça foi girada e tomografada em outra posição, sendo que a correspondente região se mostrou homogênea.

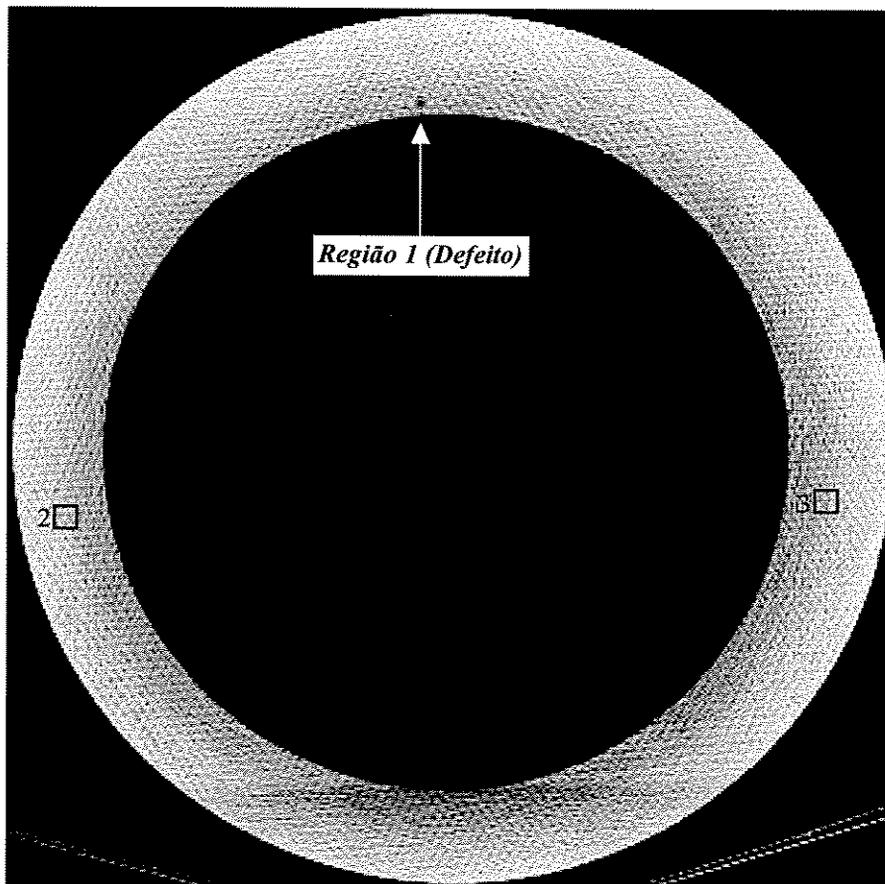


Figura 6.3 - Imagem transversal da tubeira

Este defeito na parte superior da tubeira (uma porosidade) encontrado pela técnica de tomografia computadorizada, dificilmente seria detectado por outras técnicas. No caso de ultrassom, por exemplo, a grande espessura da parede do componente representa uma dificuldade e que, também, é uma técnica mais apropriada para detectar descontinuidades planares, mais comum em materiais compósitos laminados. Por estar localizado próximo à superfície interna, por

onde passam os gases a uma altíssima temperatura, pode provocar um desgaste precoce nesta região e acelerar a retirada de material durante a operação do componente, comprometendo o bom desempenho do mesmo.

Para analisar quantitativamente a região de defeito (vista na figura 6.3), a mesma foi comparada com outras regiões (não defeituosas), através do cálculo dos números CT médio, mínimo, máximo e o desvio padrão, como ilustrado na tabela 6.1.

TABELA 6.1
Análise quantitativa da região de defeito encontrada na tubeira

Região	Nº de pixels	CT _{máx} (H)	CT _{mín} (H)	CT _{médio} (H)	Desvio-padrão
1	64	1 668	1 227	1 459	90
2	64	1 692	1 418	1 578	63
3	64	1 703	1 386	1 570	65

Analisando os dados da tabela acima, constata-se que a região 1 (região do defeito) é a que apresenta o menor CT_{médio} e o maior desvio-padrão. O menor CT_{médio} indica que nesta região a atenuação dos raios-x foi menor e, portanto, é uma região de menor densidade (menor coeficiente de atenuação). O desvio-padrão da região 1, como se pode observar, é da ordem de 50% maior do que o das regiões 2 e 3. Isso mostra que nesta região há uma grande descontinuidade na composição do material, caracterizando uma porosidade.

Para se localizar esse defeito em outro plano, perpendicular ao da figura 6.3, a tubeira também foi tomografada em posições longitudinais. Na figura 6.4 encontra-se uma das várias imagens obtidas. Esta é a imagem em que a região do defeito aparece mais pronunciada. Portanto, pode-se concluir que este defeito tem um formato aproximadamente esférico, pois se apresenta sob forma circular em posições perpendiculares.

Esta é uma das grandes vantagens da tomografia, isto é, a capacidade de localizar o defeito espacialmente, sendo possível avaliar a sua forma e dimensão. Com isso pode-se verificar o grau de influência do defeito em questão sobre o componente, isto é, se a presença do mesmo afeta ou não o seu funcionamento.

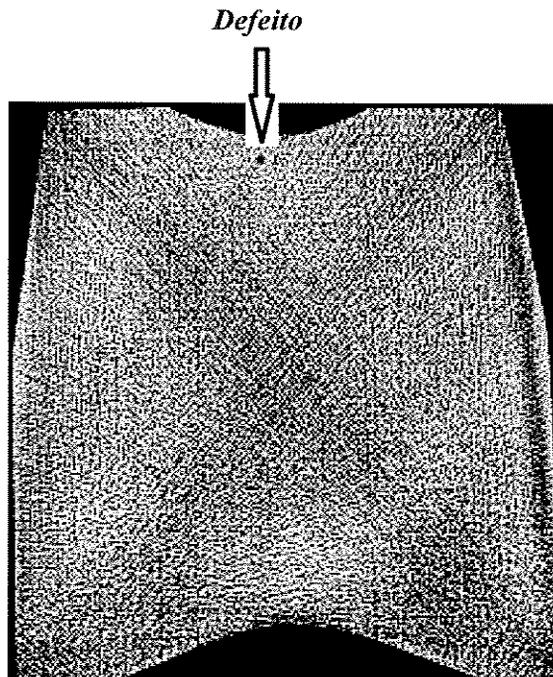


Figura 6.4 Imagem transversal da tubeira

6.1.3 - Perfil tipo colmeia

Na figura 6.5 pode-se observar as duas seções (longitudinal e transversal) do perfil estrutural tipo colmeia. A capa de compósito que envolve a estrutura aparece um pouco mais clara em relação à estrutura interna, em virtude das fibras de vidro. Na seção longitudinal (parte b da figura nota-se, no lado inferior direito, a presença de uma cola especial usada para unir as duas pontas da “capa” de compósito de fibra de vidro. Pode-se notar que a interface entre a “capa” e colmeia está regular.

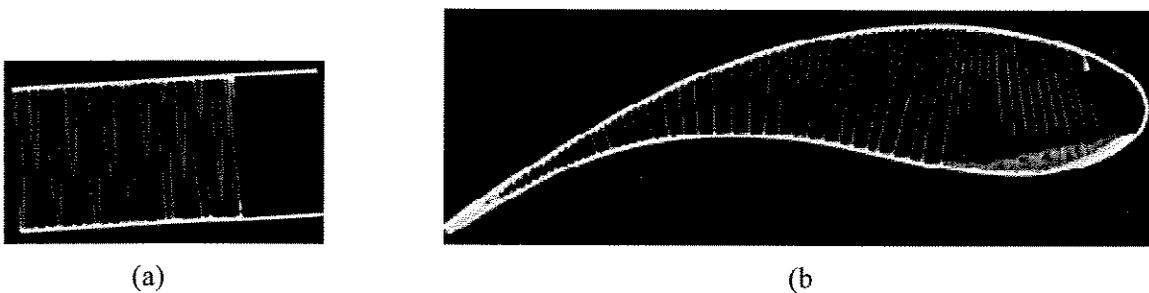


Figura 6.5 - Seções transversal e longitudinal do perfil tipo colmeia

6.2 Amostras de metal

6.2.1 Alumínio

A figura 6.6 mostra a imagem do perfil de alumínio feita através de um corte transversal. O tamanho dos pixels nesta imagem é de 0,239 mm, em função do campo de visão de 15 cm e tamanho da matriz de 512 x 512. Apesar de ser uma liga metálica, conseguiu-se obter uma imagem com boa resolução e praticamente isenta de artefatos. É possível observar nitidamente os três furos na aba inferior. Na aba lateral direita, entre os dois furos de 1,5 mm, há um terceiro obstruído por uma broca que quebrou durante a furação. O brilho maior nesta região (indicado pela seta) mostra o contraste entre o aço da broca e o alumínio. É possível notar também os artefatos causados pelo aço.

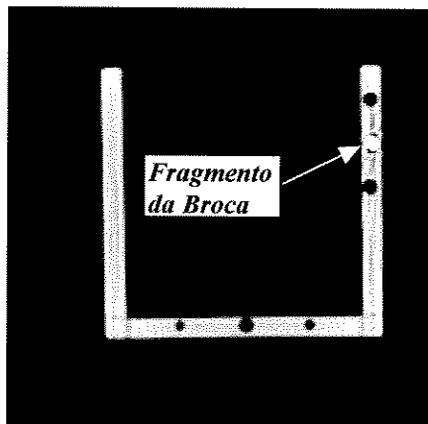
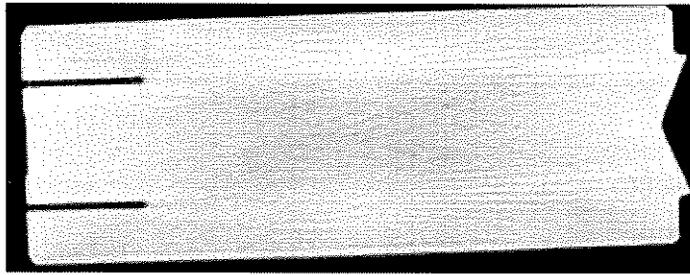
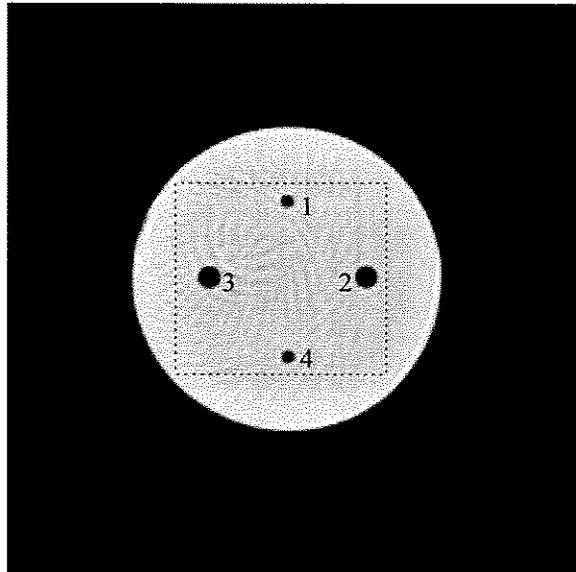


Figura 6.6 - Imagem do perfil de alumínio

Na figura 6.7 estão as imagens obtidas através de cortes transversais e longitudinais da amostra cilíndrica de 42 mm de diâmetro por 92 mm de comprimento, e na figura 6.8 as imagens da amostra de alumínio fundido no Centro de Tecnologia da UNICAMP. Tanto nas imagens da figura 6.7 quanto da figura 6.8, é possível notar a nitidez com que aparecem o contraste das regiões dos furos. Na segunda nota-se o alto nível de porosidade presente na amostra, devido à inclusão de gases durante o processamento do material. Obteve-se bons resultados tomografando-se amostras de alumínio com espessuras superiores a 40 mm, o que confirma a informação contida na literatura (WELLS, 1994), onde é mencionado que para o alumínio, a um nível de energia na faixa de 120 kV a 140 kV, consegue-se tomografar amostras com espessura de até 44 mm. O gráfico da figura 6.9-b, mostra o comportamento do coeficiente de atenuação μ do alumínio em função da distância (em pixels) dentro da amostra. O valor calculado de μ é de $0,670 \text{ cm}^{-1}$, bem próximo do valor da literatura, que é de $0,678 \text{ cm}^{-1}$.



(a)



(b)

Figura 6.7 - Imagens (longitudinal e transversal) de um tarugo de alumínio

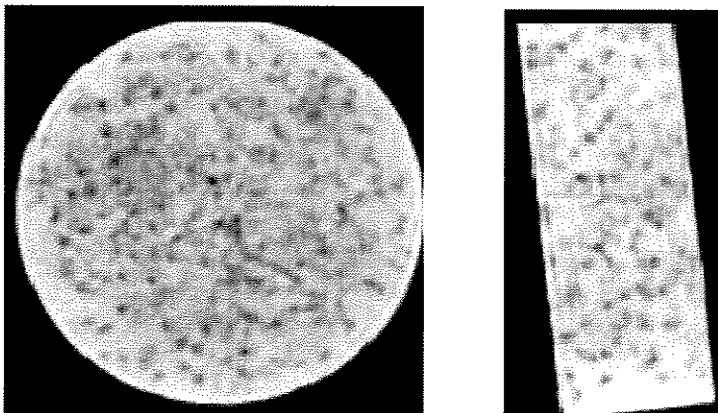
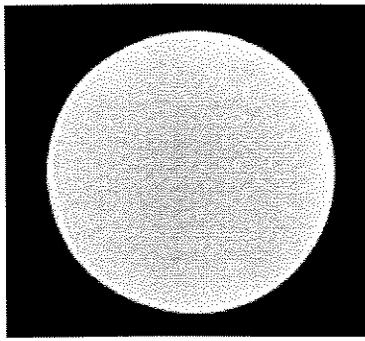
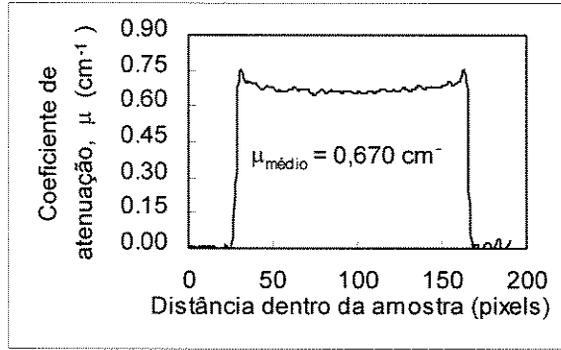


Figura 6.8 - Imagens (longitudinal e transversal) de uma amostra de alumínio fundido



(a)



(b)

Figura 6.9- Imagem transversal (a) e coeficiente de atenuação de uma amostra de alumínio (b)

Para exemplificar uma aplicação de análise quantitativa, escolheu-se o caso da figura 6.6 para se calcular a área do “defeito” previamente conhecido, e da figura 6.7-b para se calcular o perímetro dos furos, através de processamento digital de imagens. Os furos, numerados de 1 a 4, têm 1,0 mm (furos 1 e 4) e 2,0 mm (furos 2 e 3) de diâmetro. A tabela 6.2 mostra o resultado do cálculo da área para a figura 6.6.

TABELA 6.2

Exemplo de quantificação de defeito em um perfil de alumínio

Furo	Nº de pixels	Área _{furo} (mm ²)	*Área _{furo} Calculada (mm ²)	Desvios (%)
1,0 mm	9	0,785	0,772	1,6
1,5 mm	21	1,767	1,801	1,9

$$*\text{Área}_{\text{furo}} \text{ calculada} = \text{Área}_{\text{pixel}} \times \text{N}^{\circ} \text{ de pixels}$$

$$\text{Área}_{\text{pixel}} = (0,239)^2 \text{ mm}^2$$

Por meio da tabela 6.2 pode-se observar que o valor da área calculada é bem próximo do valor teórico, com desvios de apenas 1,6 % para o furo de 1,0 mm e 1,9 % para o furo de 1,5 mm. Este desvio se deve ao fato de que a parte elementar da imagem (pixel) constitui-se de pequenos quadrados. Quanto menor o tamanho do pixel, maior a precisão do cálculo. Esse tipo de análise quantitativa é importante para calcular, por exemplo, o tamanho de uma trinca e avaliar se a mesma tem uma dimensão crítica ou não.

Na figura 6.10 está o resultado da aplicação da operação de segmentação dos contornos dos furos vistos na figura 6.7-b. A figura 6.11 mostra o resultado do cálculo do perímetro dos furos. Neste gráfico, os valores **0, 1, 2 e 3** (abscissa) correspondem aos furos **1, 2, 3 e 4**, respectivamente. Como se pode ver no gráfico, os dois furos maiores (diâmetro nominal de 2,0 mm) correspondem a 26 pixels (perímetro de 6,6 mm), o que equivale a um diâmetro de aproximadamente 2,1 mm (5% de diferença em relação ao diâmetro nominal), e os dois menores (1,0 mm) correspondem a 14 pixels (perímetro de 3,5 mm), o que equivale a 1,1 mm de diâmetro (tamanho do pixel=0,2539 mm). Na verdade, este cálculo retorna um valor de perímetro médio. Para se realizar este cálculo com mais precisão, em se tratando de uma aplicação mais específica, seria necessário levar em conta a posição relativa dos pixels no contorno rotulado.

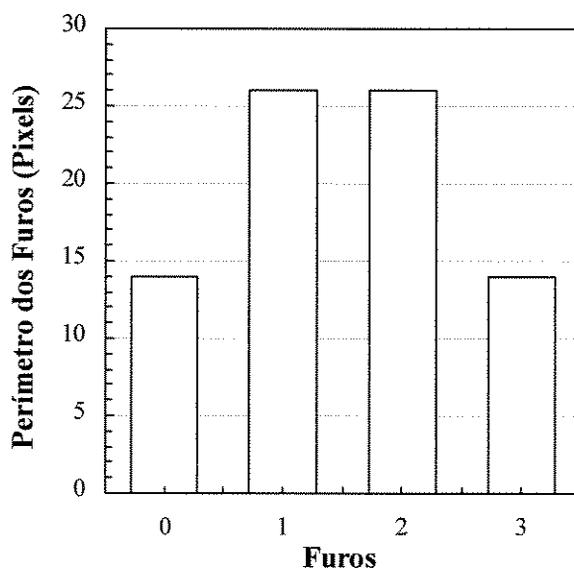
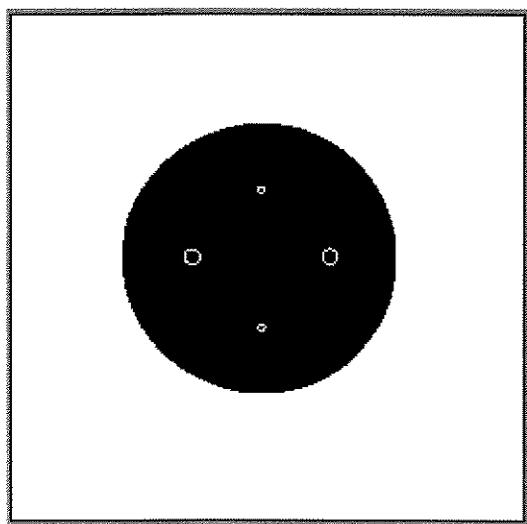


Figura 6.10 - Resultado da segmentação dos contornos dos furos no tarugo de alumínio

Figura 6.11 - Resultado da medida do perímetro dos furos produzidos no tarugo de alumínio

Os defeitos (furos) inseridos no tarugo de alumínio (figura 6.7-b) estão representados no gráfico 3D, na figura 6.12. O gráfico corresponde à região extraída, indicada na figura 6.7-b, e mostra nitidamente os quatro furos que estão sob a forma de cavidades no gráfico. Esta é uma importante forma de visualizar regiões de defeito e compará-las com regiões normais. Observa-se, porém, que as regiões que representam os furos aparecem sob a forma de cones, indicando um aumento dos números CTs na direção das bordas dos furos. Isso ocorre devido ao gradiente de energia do feixe causado pelo endurecimento de feixe, ou seja, um aumento na energia média, à medida que o mesmo atravessa o material. Por isso, quando passa pelo centro do furo, o feixe está relativamente mais energético do que em relação às bordas, provocando uma aparente diminuição do coeficiente de atenuação do ar dentro do furo.

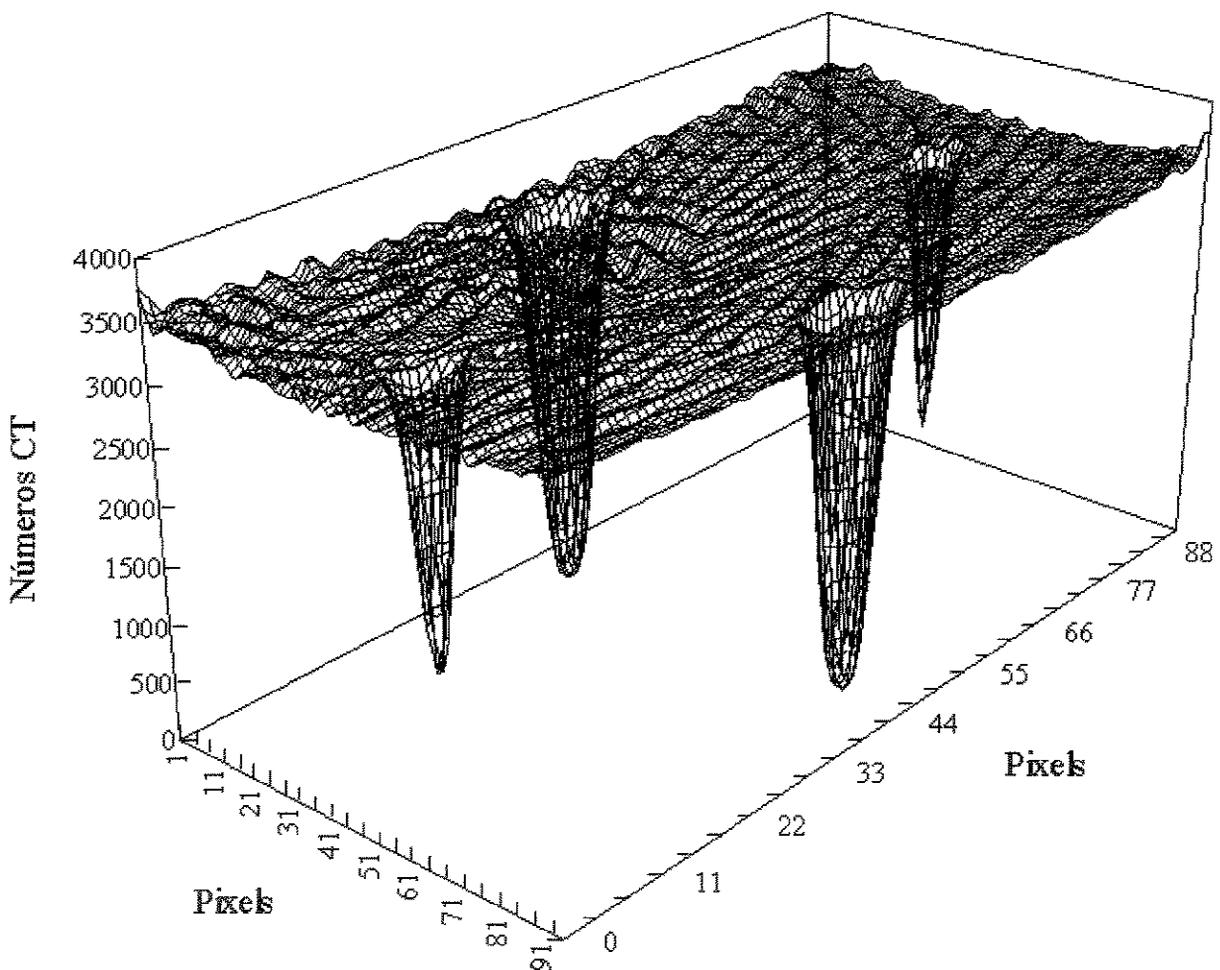


Figura 6.12 - Representação gráfica (tridimensional) de defeitos introduzidos num tarugo de alumínio

6.2.2 Magnésio

Com o magnésio também foi possível obter imagens com boa resolução, conforme mostrado na figura 6.13, onde se pode ver bem definido o canal presente no bloco. A imagem se mostra homogênea (praticamente sem a presença de artefatos), podendo-se observar essa homogeneidade também através do gráfico da figura 6.13, que representa a região demarcada conforme a figura 6.13, onde há pouca variação dos números CT.

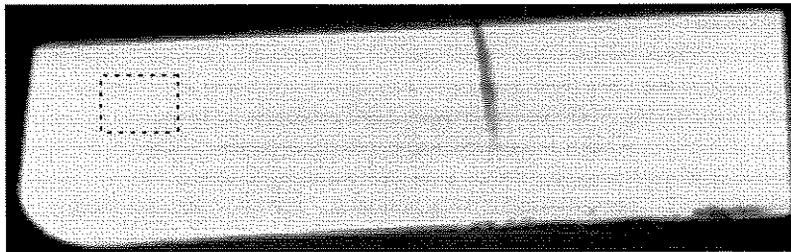


Figura 6.13 - Imagem de um bloco de magnésio

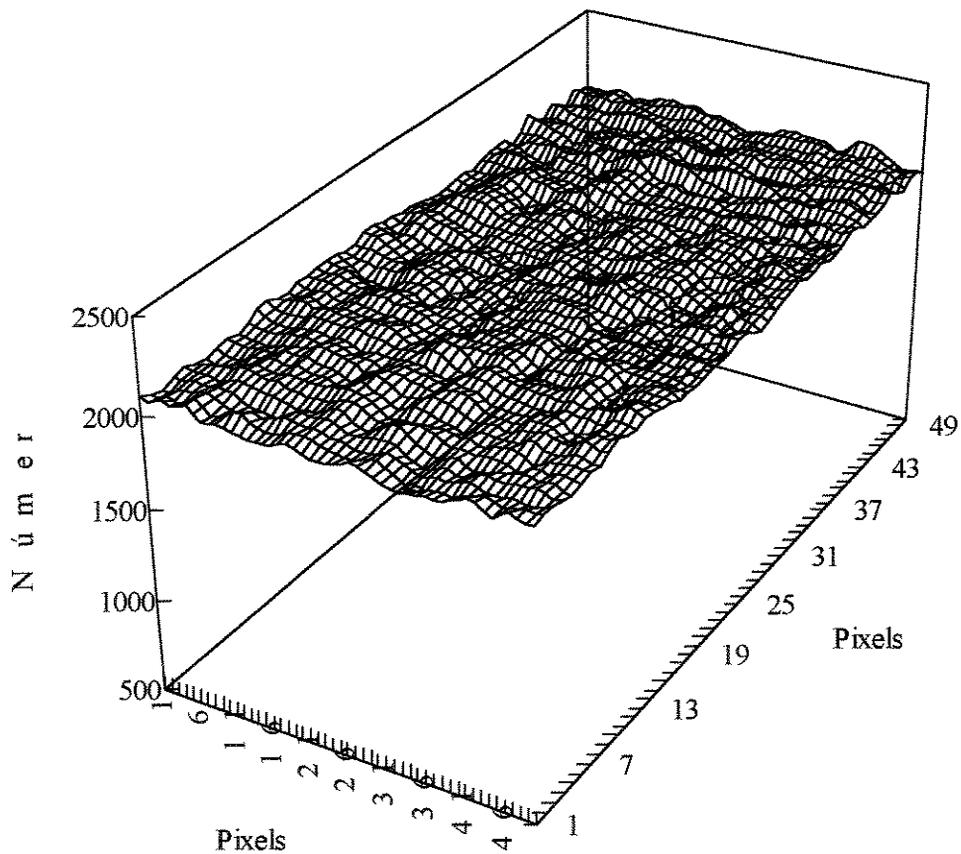


Figura 6.14 - Gráfico de um trecho da imagem da figura 6.13

6.3 - Aplicação da tomografia computadorizada de raios-x na análise de filtros eletroquímicos

6.3.1 - Análise qualitativa

A figura 6.15 mostra, no alto, a imagem do filtro sem contaminação com zinco e, abaixo, 6 imagens do filtro contaminado com zinco, sendo as três primeiras nas posições $x=0$ mm; $x=1,5$ mm e $x=3,0$ mm e as três últimas nas posições $x=9,0$ mm; $x=10,5$ mm e $x=12,0$ mm. Como se pode notar, as imagens correspondentes às extremidades apresentam-se mais claras em relação às imagens do centro. À medida que se caminha para o interior, há um escurecimento das imagens. Numa primeira análise, isso significa que há um gradiente de concentração de zinco das extremidades em direção ao centro do filtro, pois na escala de níveis de cinza, os tons mais claros refletem as regiões de maior densidade (maior presença de metal). As faixas brancas, mais pronunciadas nas imagens extremas (primeira e última), aparecem em virtude do contato do eletrodo (filtro) com o difusor de fluxo. Na imagem referente à posição $x=12,0$ mm, as faixas estão incompletas. Isto ocorreu devido a um deslocamento da superfície do difusor em relação à superfície do filtro. Na imagem referente à posição $x=3,0$ mm nota-se um buraco no sentido longitudinal da imagem. Esse buraco é um artefato devido à presença de metal usado para induzir a diferença de potencial no eletrodo. O metal usado era de alta densidade (platina), ou seja, com alto coeficiente de atenuação. Desta forma, ao atravessar esse metal, a porção menos energética do feixe de raios-x foi preferencialmente absorvida, tornando-o “endurecido”, ou relativamente mais energético. Assim, o buraco representa uma pseudo-redução de densidade naquela região.

6.3.2 - Análise quantitativa

Para melhor caracterizar a distribuição de zinco ao longo da espessura do eletrodo, foram medidos os números CT médios em cada fatia tomografada (Tabela 6.3). Devido a não homogeneidade das imagens, principalmente pela presença dos artefatos nas imagens centrais, houve a necessidade de se extrair da porção mais homogênea, áreas de 231 pixels por 54 pixels, correspondente a 7,6 cm por 1,8 cm, na mesma posição em todas as seções, assumindo-se essa região representativa de toda a área do eletrodo. Portanto, assume-se que os números CT encontrados nas áreas extraídas equivalem a toda área do eletrodo. Também foi medido o $CT_{\text{médio}}$ do eletrodo sem depósito de zinco ($CT_{\text{carbono vítreo}}=73,7$ H). A partir dos números CTs, foi calculada a penetração de corrente ao longo da espessura do eletrodo, para

verificar a eficiência do mesmo na remoção do zinco. Para se chegar aos valores de corrente, o procedimento foi o seguinte:

① subtraiu-se os valores médios dos coeficientes tomográficos do eletrodo sem zinco dos valores obtidos com o eletrodo com zinco. O valor encontrado (ΔH) representa o aumento da atenuação devido à presença de zinco nas respectivas seções, em relação à atenuação do eletrodo sem zinco.

② multiplicou-se os valores obtidos no passo ① por $2,5 \times 10^{-3}$ ($1H \cong 2,5 \times 10^{-3} \text{ g / cm}^3$, conforme PERSSON, 1987) para se obter a concentração de zinco em g/cm^3 ;

③ os valores encontrados no passo ② foram, então, multiplicados por 0,15 cm (espessura da fatia tomográfica) para se obter a concentração em g/cm^2 e, através da fórmula $Q=m.F/E$ (F é a constante de Faraday e E o equivalente-grama do zinco), obteve-se a densidade de carga (Q) em C/cm^2 ;

④ e, finalmente, dividindo-se os valores obtidos no passo ③ pelo tempo do experimento (6 600 s) obteve-se a densidade de corrente.

TABELA 6.3

Números tomográficos e penetração de corrente no eletrodo

Posição Tomografada (mm)	0,0	1,5	3,0	4,5	6,0	7,5	9,0	10,5	12,0
Números Tomográficos (H)	267,7	256,6	135,4	90,8	84,0	144,4	203,9	294,3	266,5
Penetração de corrente (A/m^2)	322,0	308,5	100,6	28,8	17,4	118,8	218,0	368,2	322,0

Pela tabela acima, verifica-se numericamente o comportamento observado e comentado na seção anterior. Os números CT são máximos nas extremidades e diminuem em direção ao centro do eletrodo, chegando ao valor mínimo de 84 H (na posição central), que é bem próximo do valor encontrado para o eletrodo sem depósitos. Isso significa que, caminhando para o centro, a deposição de zinco diminui consideravelmente. Nas figuras 6.16 e 6.17 encontram-se os gráficos dos números CT e da penetração de corrente em função da profundidade do eletrodo, respectivamente. A figura 6.18 mostra um dos resultados encontrados por DOHERTY et al, simulando numericamente o comportamento de eletrodos.

Comparando-se as curvas das figuras 6.16 e 6.17 com a curva da figura 6.18, nota-se bastante similaridade entre elas. O aspecto das duas primeiras em relação à terceira se deve à natureza da célula eletrolítica usada, ou seja, a célula foi montada de tal forma que o filtro (catodo) se localizava entre dois anodos. DOHERTY et al modelaram esses filtros por meio apenas de simulações numéricas.

A análise do gráfico mostrado na figura 6.17 revela que a partir de aproximadamente 1,5 mm das duas extremidades há uma queda acentuada da penetração de corrente. As maiores densidades de corrente encontram-se distribuídas nessas duas faixas. A queda acentuada de penetração de corrente representa uma redução na eficiência de remoção. Essa redução pode ser explicada pela queda ôhmica no efluente devido à sua baixa condutividade.

A análise experimental através da tomografia computadorizada mostrou bastante afinidade com esse tipo de análise, pois foi possível mapear a distribuição de depósitos de zinco ao longo do filtro eletroquímico, e a curva obtida com relação ao comportamento do filtro em termos de distribuição de corrente e remoção de zinco assemelha-se bastante com algumas curvas encontradas na literatura (DOHERTY, 1996), como aquela que está mostrada na figura 6.18

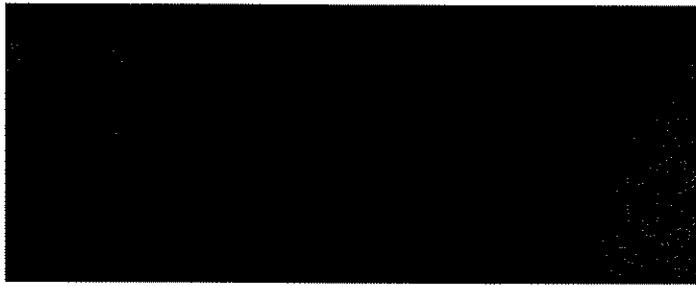


Imagem tomográfica do eletrodo sem depósitos metálicos.

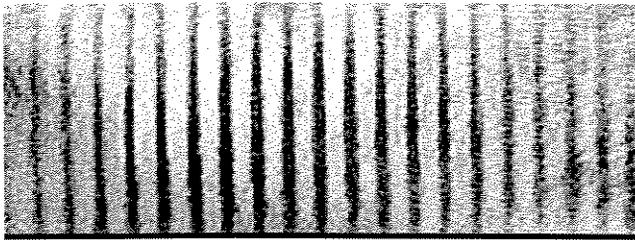


Imagem do eletrodo em $x \cong 0,0$ mm

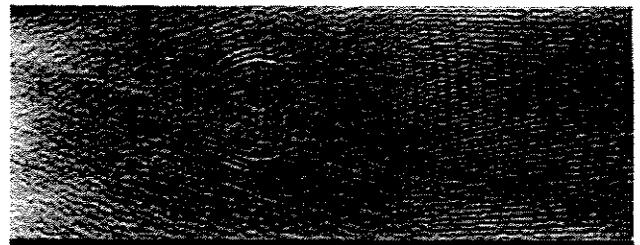


Imagem do eletrodo em $x = 9,0$ mm

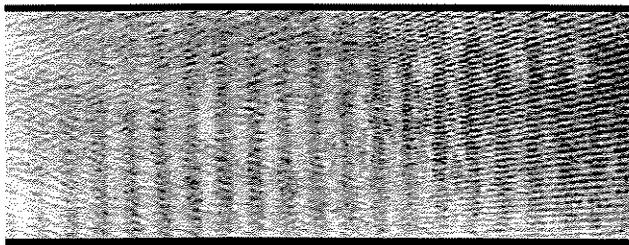


Imagem do eletrodo em $x = 1,5$ mm.

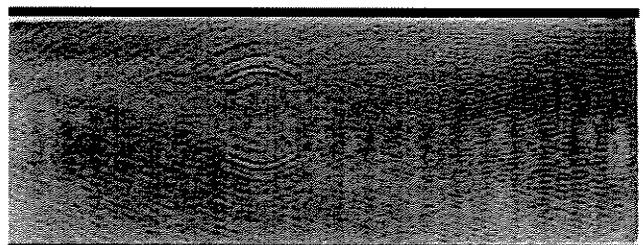


Imagem do eletrodo em $x = 10,5$ mm.

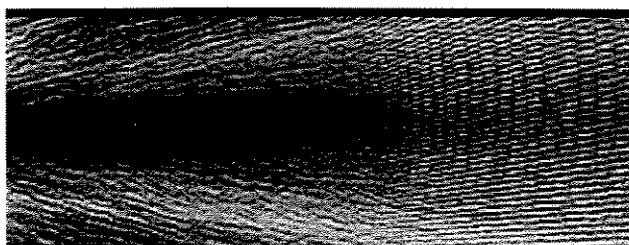


Imagem do eletrodo em $x = 3,0$ mm.

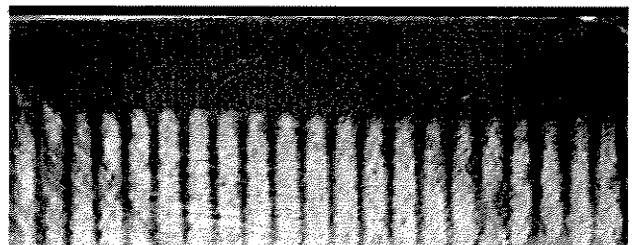


Imagem do eletrodo em $x \cong 12,0$ mm

Figura 6.15 - Imagens tomográficas do filtro eletroquímico (eletrodo)

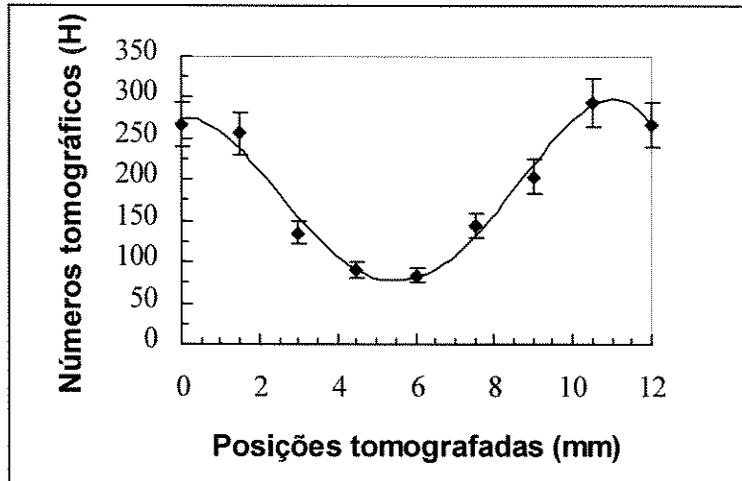


Figura 6.16 - Números CT ao longo da profundidade do eletrodo

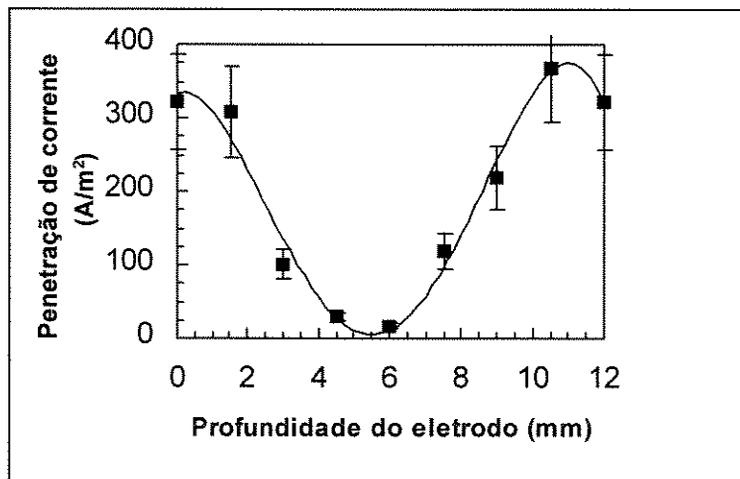


Figura 6.17 - Penetração de corrente ao longo da profundidade do eletrodo

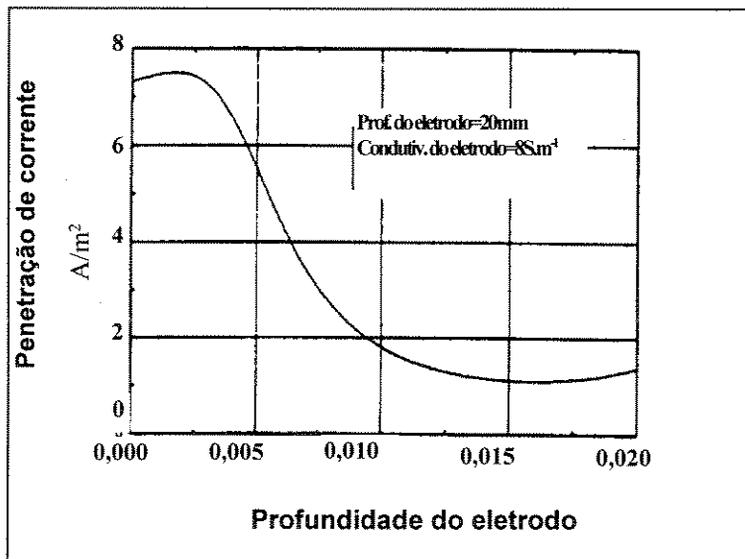


Figura 6.18 - Penetração de corrente em função da profundidade do eletrodo (Curva obtida da literatura) - Modificada de DOHERTY.

6.4 Aplicação de filtros matemáticos na correção de endurecimento de feixe e atenuação de ruídos

Tal como se discutiu no item 3.8, mesmo em materiais homogêneos, há uma flutuação dos valores dos pixels na imagem. Esse efeito, causado pelo endurecimento de feixe e que gera os artefatos, é mais pronunciado nas bordas da imagem. Os artefatos, de uma forma geral, são um aspecto indesejável na imagem, pois dificulta a análise tanto qualitativa (análise visual) quanto quantitativa. Para verificar a aplicação de alguns filtros matemáticos na correção do endurecimento de feixe, foram escolhidas as imagens do tarugo de alumínio. O alumínio foi escolhido por ser homogêneo e por apresentar um coeficiente de atenuação relativamente alto e propiciar o aparecimento de endurecimento de feixe (pseudo aumento de densidade nas bordas) e a presença de ruídos, caracterizado pela alta irregularidade dos números CTs.

Utilizou-se o filtro da mediana (filtragem não linear) e o filtro passa-baixa (domínio da frequência), sendo este último de ordens 1 e 2, ambos indicados para a atenuação de ruídos. Foi usada uma imagem de 256 x 256 pixels com o alumínio no centro. Esse tamanho foi adotado em função da necessidade de se ter uma imagem com dimensões (linha e coluna) em potência da 2, um parâmetro exigido para se aplicar a FFT (*Fast Fourier Transform*). Na tabela 6.4 estão os valores dos desvios-padrão e a média dos números CTs, calculados a partir da imagem original e das imagens filtradas com o filtro da mediana com máscaras de diferentes tamanhos.

TABELA 6.4

Resultado da aplicação do filtro da mediana

	CT _{médio}	Desvio-padrão	% em relação à media
Imagem original	2 530,2	48,7	1,92
Mediana (1x1)	2 530,1	48,7	1,92
Mediana (3x3)	2 530,2	45,3	1,79
Mediana (5x5)	2 530,5	42,4	1,67

Observando-se a tabela 6.4 pode-se notar que os valores médios ($CT_{\text{médio}}$) são praticamente todos iguais, mostrando que o aspecto quantitativo é preservado. O aumento na ordem da máscara provoca uma maior atenuação do ruído. Usando-se a máscara de 3x3, por exemplo, há uma redução de 13 % e, usando-se a máscara de 5x5, essa redução aumenta para 25 %.

É possível demonstrar os resultados utilizando-se os gráficos tridimensionais, apresentados na figura 6.19. Em (a) tem-se o gráfico da imagem original e em (b), (c) e (d) os gráficos das imagens filtradas com máscaras (1x1), (3x3) e (5x5), respectivamente. Entre (a) e (b) não se nota diferença, como era de se esperar, pois a vizinhança usada no caso representado em (b) foi de 1x1, ou seja, não houve alteração em relação à imagem original. Nesses dois casos pode-se observar uma certa irregularidade na superfície dos gráficos, mais nitidamente nas bordas. Essa irregularidade caracteriza o efeito do endurecimento de feixe e a presença de ruídos na imagem. Em (c), nota-se uma pequena diferença em relação ao gráfico da imagem original. Em (d) (máscara 5x5), é onde se nota uma maior homogeneização na superfície do gráfico. É importante destacar que o objetivo da operação de filtragem, neste caso, é aumentar a precisão de análise quantitativa da imagem, sem alterar os dados originais, o que se pode verificar pelos valores da tabela 6.4.

Na tabela 6.5, estão os resultados da filtragem no domínio da frequência, usando o filtro passa-baixa, de ordens 1 e 2, para várias frequências de corte. Os parâmetros calculados são os mesmos da tabela 6.4, ou seja, desvio-padrão e $CT_{\text{médio}}$. A imagem utilizada foi do mesmo tarugo de alumínio, usado para a aplicação do filtro da mediana, porém com furos de 1,0 mm e 2,0 mm.

TABELA 6.5

Resultado da aplicação do filtro passa-baixa

	$CT_{\text{médio}}$		Desvio-padrão		% em relação à média	
	ordem 1	ordem 2	ordem 1	ordem 2	ordem 1	ordem 2
freq. corte = 0,125	2 530,3	2 530,4	41,5	43,7	1,60	1,72
freq. corte = 0,250	2 530,3	2 530,2	44,7	46,3	1,76	1,83
freq. corte = 0,500	2 530,2	2 530,2	47,2	48,4	1,80	1,90
Imagem original	2 530,2		48,7		1,92	

Também neste caso, o aspecto quantitativo foi preservado (mesmo $CT_{\text{médio}}$). Com relação ao desvio-padrão, a maior diminuição (30%) ocorre quando se usa o filtro de ordem 1 e frequência de corte de 0,125. Verifica-se que aumentando a frequência de corte, a redução do desvio-padrão torna-se menor. Para frequência de corte de 0,5; por exemplo, a diminuição foi apenas de 10%. Para o filtro de ordem 2 ocorre o mesmo comportamento em relação à frequência de corte, isto é, à medida que esta aumenta, a redução do desvio-padrão também torna-se menor. Porém, para as mesmas frequências de corte, verifica-se, através da tabela 6.5, que o filtro de ordem 1 causa maior redução no desvio-padrão, quando comparado com o filtro de ordem 2.

Nas figuras 6.20 e 6.21, estão os gráficos tridimensionais das imagens original e filtradas. Em ambas as figuras, (a) representa o gráfico da imagem original; (b), (c) e (d) o resultado da filtragem com frequências de corte de 0,125; 0,25 e 0,5; respectivamente, com filtros de ordem 1 (figura 6.20) e filtros de ordem 2 (figura 6.21). Os gráficos não estão exatamente sob um formato cilíndrico devido ao efeito de perspectiva utilizada no Khoros para melhor visualização. A parede da superfície lateral representa a interface entre o ar e o alumínio. Em 6.20-a (igual a 6.21-a) pode-se ver uma significativa irregularidade na superfície do gráfico. Em 6.20-b e 6.21-b, onde houve maior eficiência de redução de ruído, nota-se menos irregularidade. Nota-se também que, entre as superfícies dos gráficos representados em 6.20-b e 6.21-b, a mais homogênea é a primeira, mostrando que entre os filtros de ordem 1 e ordem 2, o mais eficiente, neste caso, é o de ordem 1.

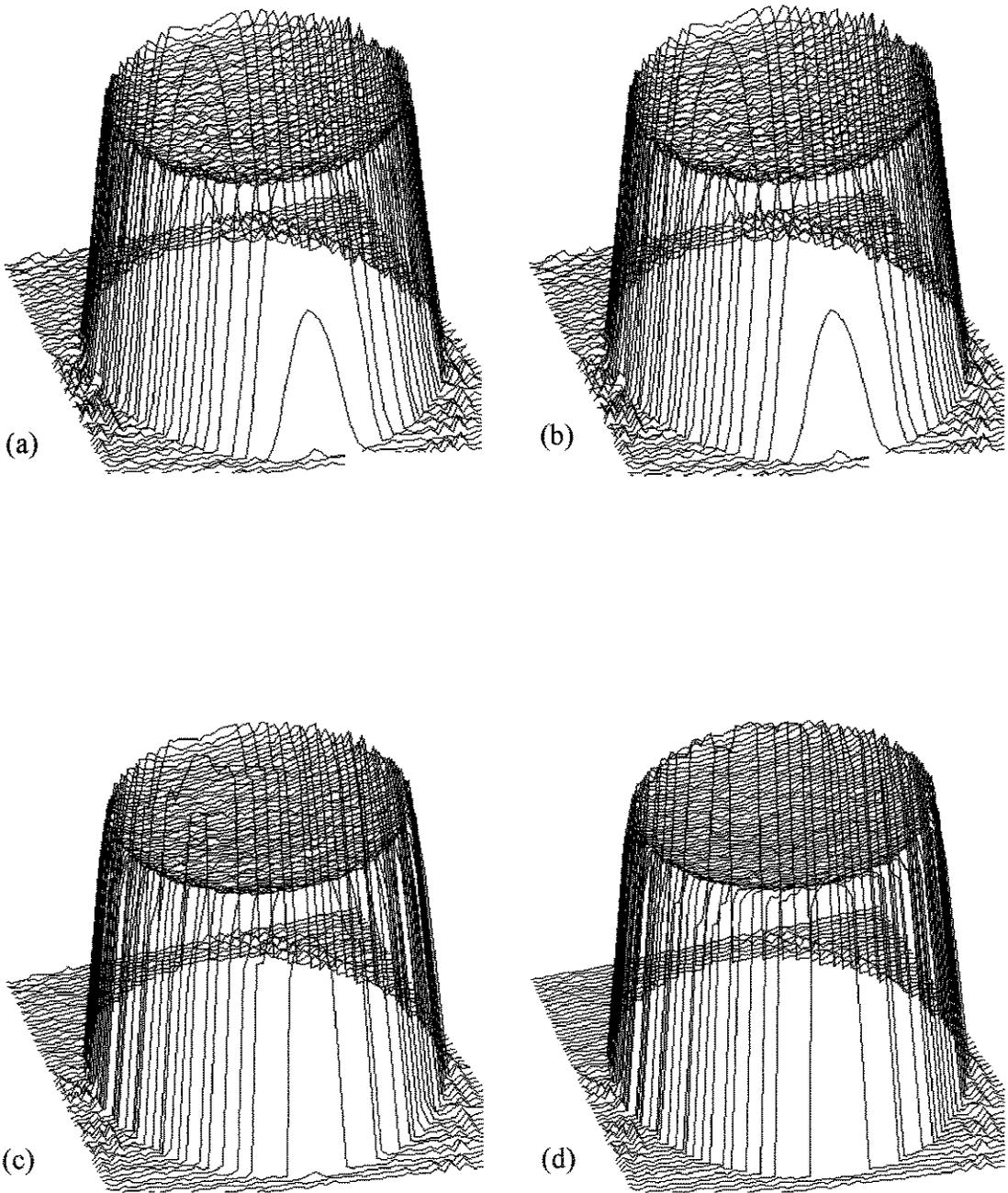


Figura 6.19 - Filtragem com o filtro da mediana; (a) Gráfico da imagem original; (b), (c) e (d) Gráficos da imagem filtrada com filtros de ordens (1×1) , (3×3) e (5×5) , respectivamente.

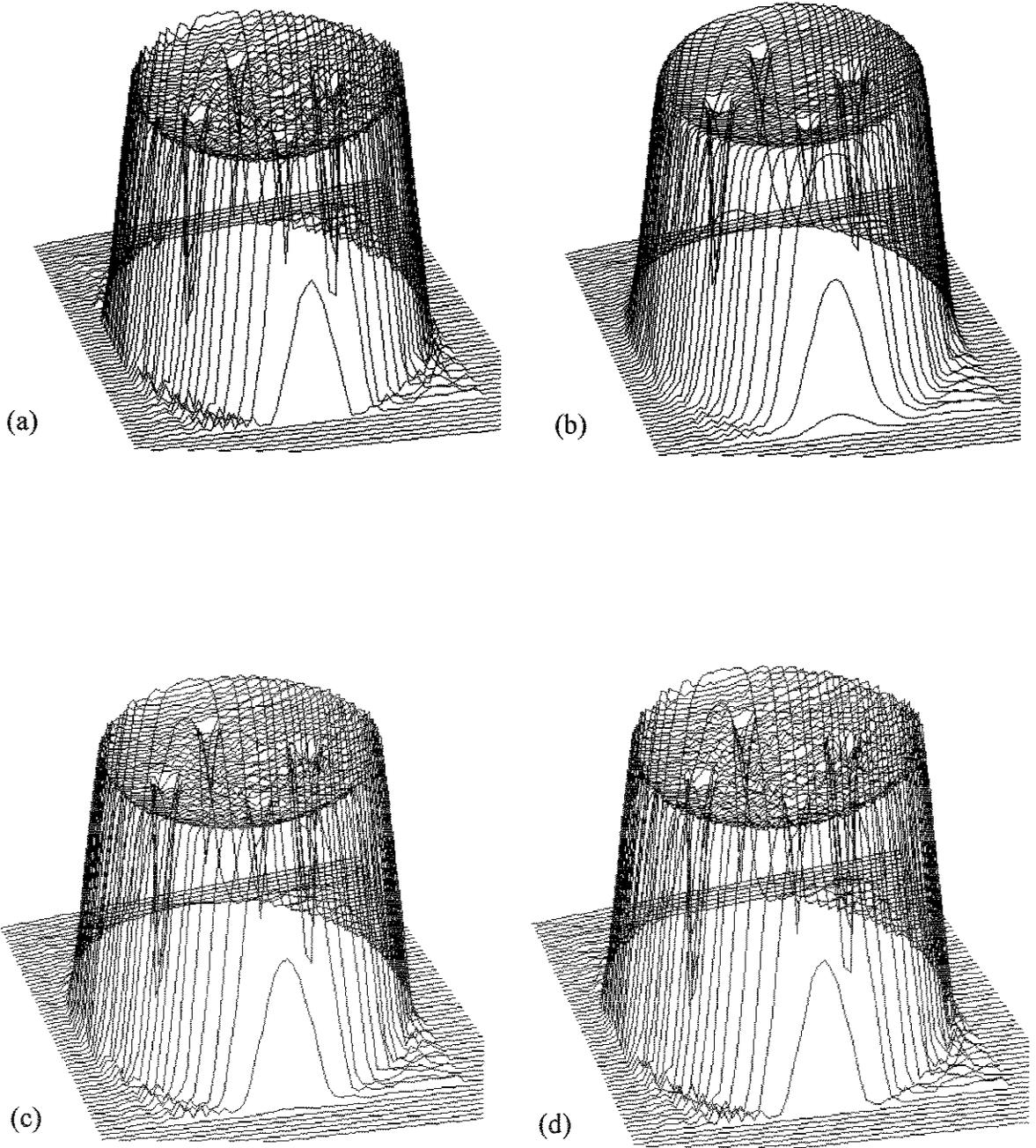


Figura 6.20 - Resultado da filtragem no domínio da frequência com filtro de ordem 1 (a) Gráfico da imagem original (sem filtragem); (b), (c) e (d) Gráficos da imagem filtrada com frequências de corte iguais a 0,125, 0,25 e 0,5; respectivamente.

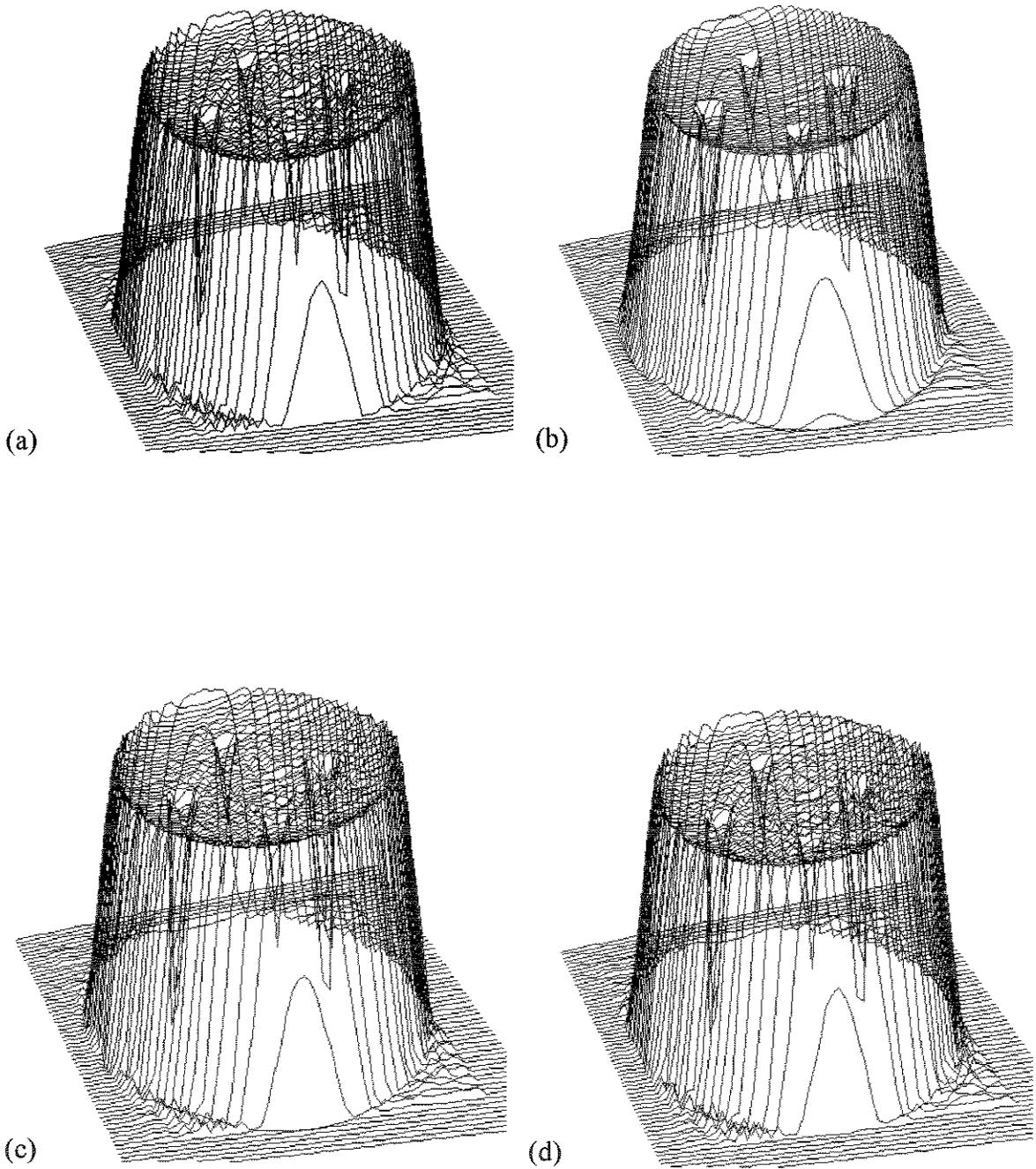


Figura 6.21 Resultado da filtragem no domínio da frequência com filtro de ordem 2 (a) Gráfico da imagem original; (b), (c) e (d) Gráficos da imagem filtrada com frequências de corte iguais a 0,125; 0,5 e 0,5; respectivamente.

Capítulo 7

Conclusões e sugestões para trabalhos futuros

Os inúmeros casos analisados mostraram que foi possível, utilizando-se tomógrafos de uso médico, investigar internamente diversos materiais, com maior destaque para os materiais compósitos à base de carbono. Também foi possível investigar amostras de materiais metálicos tais como as de magnésio e de alumínio, obtendo-se imagens com boa resolução espacial e de contraste. Por meio das análises qualitativa e quantitativa das diversas imagens, detectou-se e caracterizou-se os defeitos previamente conhecidos (produzidos) e os defeitos desconhecidos (defeitos reais), como aqueles encontrados na tubeira de foguete e no bloco de carbono com fibras tridirecionais. Calculando-se o coeficiente tomográfico (proporcional ao coeficiente de atenuação) nas regiões defeituosas e comparando-se com o coeficiente em regiões não defeituosas, encontrou-se diferença de até 50%, no caso da tubeira, por exemplo, o que caracterizou quantitativamente a presença do defeito.

Através da tomografia também foi possível caracterizar os filtros eletroquímicos usados para remoção de zinco metálico em efluentes industriais. O método permitiu avaliar a eficiência de remoção destes filtros, através da comparação dos valores dos coeficientes tomográficos das imagens tomadas ao longo da espessura do mesmo. Esta comparação mostrou que a partir de uma profundidade de aproximadamente 2 mm, a concentração de zinco caiu significativamente. Confrontando-se a curva *penetração de corrente versus profundidade do eletrodo*, obtida neste trabalho, com aquelas encontradas na literatura, verificou-se bastante similaridade entre elas.

A tomografia computadorizada, aliada às técnicas de processamento digital de imagens, permitiu a obtenção de parâmetros dimensionais de defeitos internos tais como perímetro, área e localização espacial dentro da amostra. As operações de filtragem matemática permitiram uma atenuação do efeito de endurecimento de feixe verificado nas imagens de material metálico, principalmente o alumínio. Finalmente, a consolidação da técnica de tomografia como ferramenta de ensaios não destrutivos é reforçada com o respaldo das técnicas digitais.

Sugestões para trabalhos futuros

- ❶ Aplicar a técnica de tomografia computadorizada para caracterizar materiais compósitos, medindo-se parâmetros como porcentagem de fibras, porcentagem da matriz e nível de porosidade, explorando sua natureza quantitativa. Na área de compósitos estruturais, estudar a contribuição da técnica na detecção da infiltração de umidade em materiais de uso aeronáutico.

- ❷ Estudar a correlação do efeito do uso de filtros digitais e sua influência em aspectos quantitativos nas imagens.

- ❸ Estudar diversas configurações de filtros metálicos, variando o tipo de metal, a espessura e forma geométrica do filtro, e efeitos da combinação de diversos tipos de filtros. O objetivo é a pré filtragem dos raios menos energéticos do feixe, na busca de torná-lo mais homogêneo e diminuir o efeito de endurecimento de feixe. Estabelecer um paralelo entre os filtros metálicos e os filtros matemáticos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BANSAL, A.; ISLAM, M.R. **State-of-the-Arte review of nondestructive testing with computer-assisted tomography.** *SPE-Society of Petroleum Engineers*. Alaska, May 1991.
- BARAKHOV, V.I.; et al. **Question of determining the composition of composites by tomographic method.** *Journal of Engineering Physics*, v.56, n.5, p.519-524, Nov. 1989.
- BARAKHOV, V.I.; **Aspects of the study of moisture transfer in composite materials with the help of x-ray computational tomography.** *Journal of Engineering Physics*, v.55, n.6, p.1359-1363, Jun. 1989.
- BATHIAS, C.; WU, T.; POTTER, F. **Defect characterization in composite materials using x-ray computer assisted tomography.** In: Proceedings of the 1994 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Chicago. *Durability and Damage Tolerance American Society of Mechanical Engineers, Aerospace Division (Publication)*. New York, AD 43, p.37-64, 1994.
- BATHIAS, C.; CAGNASSO, A. **Application of x-ray tomography to the nondestructive testing of high-performance polymer composites.** *Damage Detection in Composite Materials*, ASTM STP 1128, J. E. Masters, Ed., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, p.3554, 1992.
- BERTIN, EUGENE P. **Principles and Practice of X-Ray Spectrometric Analysis.** New York, *Plenum Press.*, 1970, 679 p.
- BURKE, S. K.; COUSLAND, M.; SCALA, M. **Nondestructive characterization of advanced composite materials.** *Materials Forum*, v.18, p.85-109, 1994.

- BOSSI, R.H.; COOPRIDER, K.K. and GEORGESON, G.E. **X-ray computed tomography of composites.** *Materials Laboratory, Wright Research and Development Center, Ohio*, Jul, 1990.
- BUSHONG, STEWART C. **Radiologic Science for Technologists.** 5^a ed. St. Louis: Mosby-Year Book, 1993, 714 p.
- CESAREO, R.; MAHTABOALLY, S. Q. G. **Use of differential tomography in the study of natural processes.** *IEEE Transactions on Medical Imaging*. Rome, Italy, v.8, n.2, p.163-167, Jun. 1989.
- CLAYTOR, T. N. et al. **Nondestructive measurement of microstructure evolution in ceramics.** *Materials Evaluation*, v.47, n.5, p.533-537, May 1989.
- COSHELL, L.; McIVER, RALPH G.; CHANG, R. **X-ray computed tomography of Australian oil shales: non-destructive visualization and density determination.** *Fuel*, v.73, n.8, p.1317-1321, Aug. 1994.
- COSTA, E.B; LOPES, R.T; LADEIRA C. **Avaliação de feixes de raios-x monoenergéticos em tomografia.** In: XV Congresso Nacional de Ensaio Não Destrutivos, 1996, São Paulo. *Anais do XV...* p.30-39.
- DOHERTY, T., SUNDERLAND, J.G., ROBERTS, E.P.L. and PICKETT, D.J. **An improved model of potential and current distribution within a flow-through porous electrode.** *Electrochimica Acta*, v.41, n.4, p. 519-526. 1996.
- DUNSMUIR, J. H.; et al. **X-ray microtomography: A new tool for the characterization of porous media.** *SPE - Society of Petroleum Engineers*. Dallas, Oct. 1991.
- FACON, J. **Processamento e Análise de Imagens**, VI Escola Brasileira-Argentina de informática, 1993, 198 p.

- FLANNERY, B. P. et al. **Three-dimensional x-ray microtomography**. *Science*, v. 237, p. 1439-1444, Sept. 1987.
- GEORGESON, G.E.; BOSSI, R.H and REMPT, R.D. **X-ray computed tomography for casting demonstration** *Materials Laboratory, Wright Research and Development Center*, Ohio, May, 1993.
- GONZALES, R.C.; WOODS, R.E. **Digital Imaging Processing**, 2^a ed., Addison-Wesley Publishing Company, Inc.; 1993, 716p.
- HALL, CHRISTOPHER. **Polymer Materials**, 2^a ed., New York, *John Wiley & Sons*, 1990.
- HENDEE, WILLIAM R., RITENOUR, R. **Medical Imaging Physics**. St. Louis: Mosby-Year Book, 3^a ed., 1992, 781 p.
- HOLLEBEN, C. R. C. **Determinação de porosidade e saturações de fluidos através da tomografia computadorizada da raios-x**. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Outubro, 1993.
- HULL, DEREK. **An Introduction to Composite Materials**. *Cambridge University Press*, 1981, 246 p.
- JORDÁN, RAMIRO; LOTUFO, ROBERTO A. **Processamento digital de imagem com Khoros 2**. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica, 1995.
- KALENDER, WILLI A.; KLOTZ, E.; KOSTARIDOU, L. **Algorithm for noise suppression in dual energy CT material density images**. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, v.7, n.3, p.218-224, Sept. 1988.
- LANZA, MARCOS R.V. **Desenvolvimento de um processo para remoção eletrolítica de zinco em efluentes aquosos**. Dissertação (mestrado), Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 1997.

- MAISL, M.; REITER, H.; HOELLER, P. **Micro-radiography and tomography for high resolution NDT of advanced materials and microstructural components.** *Journal of Engineering Materials and Technology, Transactions of the ASME*, v.112, n.2, p. 223-226, Apr. 1990.
- MASCHIO, C.; ARRUDA, A.C.F.; LOTUFO, R.A. **Tomografia computadorizada de raios-x em ensaios não destrutivos de materiais aeroespaciais.** In: XV Congresso Nacional de Ensaios Não Destrutivos, 1996, São Paulo. *Anais do XV...*p.68-78.
- PAIVA, ROGÉRIO FERREIRA DE. **Estudo da técnica tomográfica para análises em Geologia e Engenharia de Petróleo.** Dissertação (mestrado), Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 1989.
- PERSSON, STURE. **How computed tomography can be used to study crosslink density in non-filled peroxide cured polyisoprene rubber.** *Polymer*, v.29, n.5, p. 802-807, May. 1988.
- PRATT, W.K. **Digital Imaging Processing.** 2^a ed., John Wiley & Sons, Inc., 1991, 750p.
- ROMANS, LOIS E. **Introduction to computed tomography.** Williams & Wilkins, 1995, 107 p.
- SILVA, ARLINDO DA COSTA E. **Análise de reprodutibilidade de digitalizações viscosas em meios porosos naturais consolidados.** Dissertação (mestrado), Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Janeiro, 1995.
- SILVA, FERNANDO DE AZEVEDO. **Aplicação das técnicas de processamento digital de imagens na caracterização de materiais,** Tese (Doutorado), Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 284 p. Janeiro, 1996.

- STINSON, MICHAEL C.; HOLLOWAY, D. A.; ELLINGSON, W. A. **Quantification of volume flaw sizes in ceramics by images processing of 3D x-ray tomographic data sets.** In: Proceedings of the 17th Annual Conference on Composites and Advanced Ceramic Material, Cocoa Beach, FL. *Ceramic Engineering and Science Proceedings*. Westerville, OH, v.14, n.7-8 pt 1, p.485-491, Jul-Aug. 1993.
- TAKAHASHI, S. (Ed.) **Illustrated Computer Tomography: a practical Guide to CT interpretations.** Berlin: Springer-Verlag, 1983.
- VANNIER, M. W.; ELLINGSON, W, A. **Quantitative computed tomography.** *Review of Progress in Quatitative Nondestructive Evaluation*. v.7A, p. 373-380, 1988.
- VONTZ, THOMAS, et al. **NDT for small defects by x-ray tomography.** *Review of Progress in Quatitative Nondestructive Evaluation*. v.7A, p. 389 -397, 1988.
- WANG, L., ROKHLIN, S. I. **Application of computer-aided design approach for computer simulation of radiography and 3-D tomography.** *Review of Progress in Quatitative Nondestructive Evaluation*. v.7A, p. 107-111, 1988.
- WEBB, STEVE (Ed.). **The Physics of Medical Imaging.** *Institute of Physics Publishing*, Inc. London, 1992.
- WELLS, P.; DAVIS, J.; MORGAN, M. **Computed Tomography.** *Materials Forum*, v.18, p.111-133, 1994.
- WIDRIG, J. E.; McCABE, D. D.; CONNER, R. L. **Nondestructive evaluation of fiber FP reinforced metal matrix composites.** *Testing Technology of Metal Matrix Composites*, ASTM STP 964, P. R. DiGiovani and N. R. Adsit, Eds., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, 1988.
- YANCEY, R.N.; BAAKLINI, G.Y. **Computed tomography evaluation of metal-matrix composites for aeropropulsion engine applications.** *Journal of Engineering for Gas Turbines and Power*, Transactions of the ASME. v.116, n.3, p.635-939, Jul. 1994.