UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Instituto de Física *"Gleb Wataghin"*

RAFAEL FERREIRA DA COSTA VESCOVI

"Estação Experimental para Imagens de Raios-X com Contraste de Fase por Propagação"

CAMPINAS
2014

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Instituto de Física *"Gleb Wataghin"*

RAFAEL FERREIRA DA COSTA VESCOVI

"Estação Experimental para Imagens de Raios-X com Contraste de Fase por Propagação"

Dissertação apresentada no Instituto de Física "Gleb Wataghin" da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Física

Orientador: Prof. Dr. Carlos Manuel Giles Antúnez de Mayolo

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO ALUNO RAFAEL FERREIRA DA COSTA VESCOVI E ORIENTADA PELO PROF. DR. CARLOS MANUEL GILES ANTÚNEZ DE MAYOLO

Prof. Dr. Carlos Manuel Giles Antúnez De Mayolo

CAMPINAS
2014

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca do Instituto de Física Gleb Wataghin
Valkíria Succi Vicente - CRB 8/5398

V63e

Vescovi, Rafael Ferreira da Costa, 1989-
Estação experimental para imagens de raios-x obtidas com contraste de fase por propagação / Rafael Ferreira da Costa Vescovi. – Campinas, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Carlos Manuel Giles Antunez de Mayolo.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Física Gleb Wataghin.

1. Raios X. 2. Imagem de raio-X. 3. Tomografia computadorizada por raios X. 4. Radiografia por contraste de fase. 5. Contraste de fase por propagação. I. Antunez de Mayolo, Carlos Manuel Giles,1964-. II. Universidade Estadual de Campinas. Instituto de Física Gleb Wataghin. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Experimental setup for x-ray images with phase contrast by propagation
Palavras-chave em inglês:
X-Rays
X-ray imaging
X-rays computed tomography
Phase contrast radiography
Phase contrast by propagation
Área de concentração: Física
Titulação: Mestre em Física
Banca examinadora:
Carlos Manuel Giles Antunez de Mayolo [Orientador]
Martin Eduardo Poletti
Gabriela Castellano
Data de defesa: 12-12-2013
Programa de Pós-Graduação: Física

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE **RAFAEL FERREIRA DA COSTA VESCOVI - RA 072144** APRESENTADA E APROVADA AO INSTITUTO DE FÍSICA "GLEB WATAGHIN", DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, EM 12 / 12 / 2013.

COMISSÃO JULGADORA:

Prof. Dr. Carlos Manuel Giles Antunez de Mayolo
Orientador do Candidato - DFMC/IFGW/UNICAMP

Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti – FFCLRP/USP

Profa. Dra. Gabriela Castellano – DRCC/IFGW/UNICAMP

Resumo

Nos últimos anos houve um rápido desenvolvimento na área de imagens obtidas utilizando radiação coerente de raios-X, especialmente porque fontes coerentes ou parcialmente coerentes têm se tornado disponíveis. A vantagem de se usar um feixe de raios-X coerente está em evidenciar o contraste criado pela variação da fase do feixe ao atravessar a amostra. Mesmo quando a coerência do feixe não é completa ainda é possível obter informação da fase na interferência da onda que se propaga após ter atravessado da amostra. Esse método é chamado de Contraste de Fase por Propagação e ressalta principalmente a diferença do índice de refração (parte real e imaginária) na interface das estruturas internas da amostra. Este trabalho vai apresentar uma revisão do método e descrever a montagem de uma estação experimental para micro tomografias de raios-X utilizando o método de contraste de fase por propagação. Também é descrito como é feita a sincronização do experimento utilizando o software de controle EPICS e como é feito o tratamento, reconstrução e visualização das imagens tridimensionais. Serão apresentados resultados de radiografias e reconstruções tomográficas obtidas nesta estação experimental, ressaltando as melhoras obtidas pelo uso deste método, como a visualização de estruturas moles das amostras e definição das bordas.

Abstract

In the last years, there has been a fast development on coherent x-ray imaging, especially because coherent or partially coherent sources are becoming more available. The advantage in using a coherent x-ray beam relies on the enhancement of contrast created by the change in the beam's phase after interacting with the sample. Even when the beam is not completely coherent is still possible to obtain phase information on the interference pattern of the wave propagating from the sample. This method is called Propagation Phase Contrast Image and improve the contrast on the difference of refraction index (real and imaginary part) from the sample interior interfaces. This work will show a study of the method and the assembly of an experimental station for x-ray micro tomography using this method. We also show how the experiment synchronization is done using the control software EPICS and how to treat, reconstruct and visualize the tridimensional images. An experiment results of radiographies and tomographic reconstructions obtained from this experimental station, showing the improvements obtained by the use of the propagation method, like the visualization of soft tissue and interface definition.

Sumário

Resumo **vi**

Abstract **vii**

1 Introdução **1**

2 Imagens Obtidas com Raios-X **3**

2.1 Interação dos Raios-X com a Matéria 3

2.2 Imagens de Raios-X 5

2.2.1 Contraste 5

2.2.2 Definição 6

2.2.3 Resolução 7

2.3 Espectro da Fonte 9

2.4 Transmissão de uma Amostra 9

2.4.1 Valores Numéricos de δ e β 11

2.5 Definição Matemática do Feixe Refratado 12

2.6 Imagens por Absorção 14

2.7 Imagens com Contraste de Fase 14

3 Imagens Coerentes por Raios-X **15**

3.1 Caracterização da Coerência 15

3.1.1 Coerência Transversal 16

3.1.2 Coerência Longitudinal 17
3.1.3 Fontes de Raios-X Coerentes 17
3.2 Interação de uma Frente de Onda Coerente 20
3.3 Equação de Transporte de Intensidade 22
3.4 Imagens no Regime de Quase-Contato 22
3.5 Frente de Onda divergente 23

4 Montagem Experimental **25**
4.1 Montagem Experimental para Tomografias 25
4.1.1 Gerador 27
4.1.2 Detector 29
4.1.3 Amostra 30
4.1.4 Tomografia 31
4.2 Automação da Estação de Tomografia 32
4.3 Comunicação 33
4.3.1 Serial 34
4.3.2 Ethernet 34
4.4 Sistema de Controle 34
4.4.1 LabVIEW 34
4.4.2 EPICS 36

5 Automação e Controle de um Experimento de Tomografia **38**
5.1 Preparação do Experimento 38
5.2 Aquisição de Dados 38
5.2.1 Sincronização 39
5.2.2 Módulo EPICS sscan 39
5.2.3 Módulo EPICS areaDetector 39
5.2.4 Modulo EPICS aravisGigE 40
5.3 Tratamento de Imagens 41
5.3.1 Correção de Fundo 41
5.3.2 Correção de Ganho 41

5.3.3 Correção de Pixels Ruins 42
5.4 Reconstrução Tridimensional 42
5.4.1 Transformada de Radon 42
5.4.2 Retroprojeção Filtrada 43
5.4.3 Visualização de Cortes 44
5.5 Renderização Sólida 45
5.5.1 Renderização Translúcida 46

6 Resultados **47**
6.1 Objeto de Fase Fraco 47
6.2 Aplicação na Medicina 48
6.3 Aplicação em Entomologia 49
6.4 Aplicação em Paleontologia 51
6.5 Análise de Assíduos Agrícolas 53
6.6 Análise de Componentes Eletrônicos e Microeletrônicos 54

7 Conclusões **55**

Lista de Figuras

1.1 Primeira imagem de raios-X feita por Röntgen. [27] 1

2.1 Seção de choque total em um atómo de carbono em função da energia, mostrando a contribuição dos diferentes processos [31]. 4

2.2 Feixe interagindo com uma amostra do tipo degrau e gerando duas radiografias diferente. A 'radiografia A' mostra uma baixa diferença nos tons de cinza (baixo contraste). A radiografia B mostra uma alta diferença nos tons de cinza (alto contraste). 5

2.3 Feixe de raios-X interagindo com uma amostra do tipo degrau e gerando duas radiografias. A radiografia A mostra claramente a borda do degrau (alta definição) enquanto a radiografia B parece embaçada (baixa definição). 6

2.4 Detalhe sobre as distâncias entre fonte, amostra e detector na formação da penumbra (Imagem adaptada de [24]). 7

2.5 A imagem mostra três configurações diferentes para um mesmo experimento, gerando diferentes regiões de penumbra. A configuração da esquerda e do meio tem fontes não pontuais. A configuração da direita tem uma fonte pontual e portanto não gera penumbra (Imagem adaptada de [24]). 8

2.6 Representação de como o alinhamento da fonte gera uma distorção na imagem de raios-X (Imagem adaptada de [24]). 9

2.7 Transmissão de uma frente de onda Ψ_0 por uma amostra Q gerando a onda de sáida Ψ_1. 10
2.8 Valores calculados de β e δ para diferentes elementos e energias. [8] 11
2.9 Valores calculados de β e δ para Nylon(CH_4O) e Metanol($C_6H_{11}NO$) em diferentes energias 12
2.10 Diferenças de β e δ entre Nylon(CH_4O) e Metanol($C_6H_{11}NO$) em diferentes energias 12
2.11 A imagem mostra uma onda plana Ψ_0 (o 'probe') interagindo com uma amostra integrada na direção Z. 12

3.1 Esquema do experimento de dupla fenda de Young (retirado de [33]). 16
3.2 Esquema de duas ondas planas se propagando na mesma direção e sentido (retirado de [33]). 17
3.3 Representação de um sincrotron de Terceira Geração 18
3.4 Representação de um Laser de Elétrons Livres 18
3.5 Fonte comercial Microfoco da Marca HAMAMATSU [16] 19
3.6 Propagação de uma onda plana através de um objeto planar com uma função de transmissão $Q(X, Y)$. 21
3.7 A imagem mostra uma onda esférica h (o 'probe'), a amostra, q, no plano do objeto x, y e a imagem final, Ψ no plano do detector X, Y. 24

4.1 A montagem experimental consiste de uma fonte de raios-X microfoco, um trilho que irá conter um porta amostra capaz de oferecer translações e rotação motorizadas e um detector sobre as mesas de translação motorizadas. 26
4.2 Protótipo da estação experimental para tomografias do LCARX. 26
4.3 As linhas cheias representam o comprimento de coêrencia lateral a cada distância da fonte. A linha vertical roxa determina a distância máxima obtida no nosso experimento e as linhas enquanto as linhas horizontais verde e laranja mostram o tamanho de pixel dos detectores que temos disponivéis. 28
4.4 Detector Rad-Icon HR utilizado no experimento de tomografias. 29
4.5 Translador modelo M415 da marca Phisik Instrumente. 31

4.6 Mesa de rotação modelo M038.1 da marca Physik Instrumente. 31
4.7 Esquema tridimensional da aquisição de conjuntos tomográficos utilizando uma fonte microfoco. 32
4.8 Esquema de como foram ligados os equipamentos do experimento de tomografias. 33
4.10 Tela de controle feita em LabVIEW do experimento de tomografia. 35
4.9 Parte de controle do LabVIEW a qual o usuário tem acesso para o experimento de tomografia. 35
4.11 Logotipo do EPICS, representando em preto o canal de acesso, nos quadrados de cima os servidores e nos quadrados de baixo os clientes. 36

5.1 Radiografia com contraste de fase de um inseto. 39
5.2 Tela de Controle do módulo areaDetector para EPICS 40
5.3 Sinograma de um phantom genérico. 43
5.4 Reconstrução da amostra original por diferente número de projeções utilizando o algoritmo de retroprojeção filtrada. 44
5.5 Reconstrução da amostra original utilizando o algoritmo de retroprojeção filtrada com filtro de ramp e corte em 0.7 e sem filtro. 44
5.6 Visualização dos cortes laterais de um inseto. 45
5.7 Reconstrução volumétrica sólida de um inseto. 46
5.8 Reconstrução volumétrica translúcida de um inseto. 46

6.1 Amostra de Kapton antes do tratamento 48
6.2 Gráfico de contraste do nylon na figura 6.1 48
6.3 Gráfico de contraste do kapton na figura 6.1 48
6.4 Imagem por contraste de fase de um Fêmur de Coelho obtida no LCARX - IFGW 49
6.5 Reconstrução Tomográfica por contraste de fase de um Fêmur de Coelho obtida no LCARX - IFGW 49
6.6 Radiografia uma ´Maria-Fedida´(*Nezara viridula*) Mostrando claramente a presença de contraste de fase. 50
6.7 Renderização sólida da reconstrução de uma ´Maria-Fedida´(*Nezara viridula*) . 50
6.8 Visualização das estruturas internas de uma ´Maria-Fedida´(*Nezara viridula*) . . 51

6.9 Renderização da reconstrução tomográfica de uma formiga, mostrando o sistema respiratório. 51
6.10 Renderização da reconstrução tomográfica de uma formiga, mostrando o sistema excretor. 51
6.11 Radiografia de um inseto preso no Âmbar (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP) 52
6.12 Tomografia de um inseto preso no Âmbar (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP) 53
6.13 Tomografia de uma semente. (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP) 53
6.14 Tomografia de uma semente. (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP) 53
6.15 Reconstrução Tomográfica de uma Amora. 54
6.16 Reconstrução tomográfica de uma amora. 54
6.17 Reconstrução tridimensional de um capacitor comum. 54
6.18 Reconstrução tomográfica de um circuito integrado 54

Lista de Tabelas

3.1 Tabela de ξ_t para diferentes fontes. 19

4.1 Tabela de informações do gerador HAMAMATSU L9181-02 29
4.2 Informações sobre os detectores Rad-Icon HR e 4K 30
4.3 Tabela de informações da mesas M-0415.2S e M-038.2S 31

Agradecimentos

A princípio gostaria de agradecer às pessoas que tornaram o trabalho realizado nessa dissertação possível, e não foram poucas. Meu orientador Carlos Giles, quem proporcionou os meios e o conhecimento para estudar e construir esse trabalho e sua esposa, Cris, pelos conselhos. Carlos Leite pelos conselhos e discussões intermináveis. Meus corretores extraoficiais Mauricio, Angélica, Cintia e Rafael. A equipe do LCARX e colaboradores externos, em especial ao Mark Rivers. A todas as outras pessoas que durante o trabalho participaram das discussões ou mesmo apenas me ouviram falando sem parar sobre os mais diversos assuntos. Por fim, gostaria de agradecer minha família e meus pais, Rubens e Fernanda, por todo apoio e segurança.

Obrigado.

1 Introdução

Desde a descoberta dos raios-X por Röntgen em 1895, os raios-X tem sido usados como uma técnica de diagnóstico por imagens na área médica. No entanto, apesar do grande avanço tecnológico na área de fontes e detectores de raios-X as imagens clínicas com raios-X ainda utilizam os mesmo princípios físicos para sua obtenção.

O contraste nas imagens de raios-X provém de diferentes interações físicas entre a radiação e a matéria. O principal processo de contraste nas imagens de raios-X se deve a seção de choque de espalhamento e absorção na amostra, evidenciado pela absorção fotoelétrica da radiação eletromagnética pelos átomos. Apesar de gerar excelentes resultados em radiologia clínica na área de ortopedia, essa técnica gera resultados inconclusivos no estudo de cartilagens, tendões, tumores e outros tecidos moles.

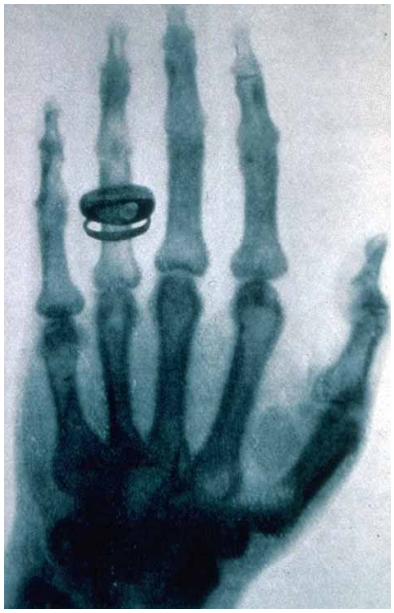

Figura 1.1: Primeira imagem de raios-X feita por Röntgen. [27]

Recentemente o progresso nas fontes de raios-X coerentes tem permitido desenvolver técnicas que evidenciam o contraste proveniente da fase. Para que o contraste de fase possa ser explorado são necessários novos arranjos óticos (como interferômetros ou cristais analisadores) ou fontes parcialmente coerentes de raios-X.

O trabalho está divido em capítulos que tem como objetivo

desenvolver o conhecimento necessário para entender desde a formação das imagens de raios-X até como visualizar uma tomografia tridimensional.

O capítulo 2 mostra uma revisão sobre os processos físicos que dão origem à formação de imagens de raios-X, definição das qualidades de imagens e fatores experimentais que as influenciam, introdução matemática sobre a formação de imagens e uma introdução sobre imagens por absorção e por contraste de fase.

O capítulo 3 continua com a parte matemática deduzindo como acontece a formação de imagens coerentes, introduzindo o conceito de coerência de uma onda e as fontes que geram ondas coerentes, a propagação de uma onda coerente através de uma amostra e como essa informação se propaga até o detector em diferentes geometrias.

O capítulo 4 introduz o experimento de tomografia por contraste de fase utilizado no trabalho, os equipamentos utilizados e como foram ligados, e uma introdução aos software de controle que controlam o equipamento.

O capítulo 5 demonstra todos os passos de um experimento de tomografia desde o pré-experimento, obtenção de dados, tratamento das imagens, reconstrução e renderização tridimensional.

O capítulo 6 apresenta os resultados obtidos no equipamento para um phantom de fase, aplicações nas áreas médica, paleontologia, agrícola e microeletrônica.

O capítulo 7 apresenta um breve resumo do trabalho e aponta para os próximos passos do projeto.

2

Imagens Obtidas com Raios-X

Neste capítulo serão revisado os processos de interação dos raios-X com a matéria, com ênfase naqueles que são importantes para a formação de imagens. Em seguida serão definidos parâmetros que definem a qualidade de uma imagem radiológica e serão introduzidos os conceitos matemáticos da formação de imagens com contraste de absorção.

2.1 Interação dos Raios-X com a Matéria

Existem diferentes processos de interação entre a radiação eletromagnética na faixa dos raios-X e a matéria. Estes processos podem ser quantificados pela seção de choque específica de cada elemento químico e ao arranjo destes átomos na matéria incluindo sua estrutura cristalográfica e eletrônica. A figura 2.1 mostra a seção de choque de cada um dos tipos de interação para diferentes energias do fóton incidente em um atómo de Carbono.

Os processos de interação são os seguinte:

1. Absorção fotoelétrica: quando um fóton é absorvido resultando na ionização de um átomo pela saída de um elétron de caroço. Após a ionização, o átomo volta ao seu estado natural, via emissão de fótons de fluorescência (raias caracteristícas) ou elétrons auger. A absorção fotoelétrica é o processo dominante para energias do fóton inicial entre $10eV$ e $10KeV$ em átomos de baixo número atômico.

2. Espalhamento Coerente: é a interação que ocorre quando um fóton de raios-X interage

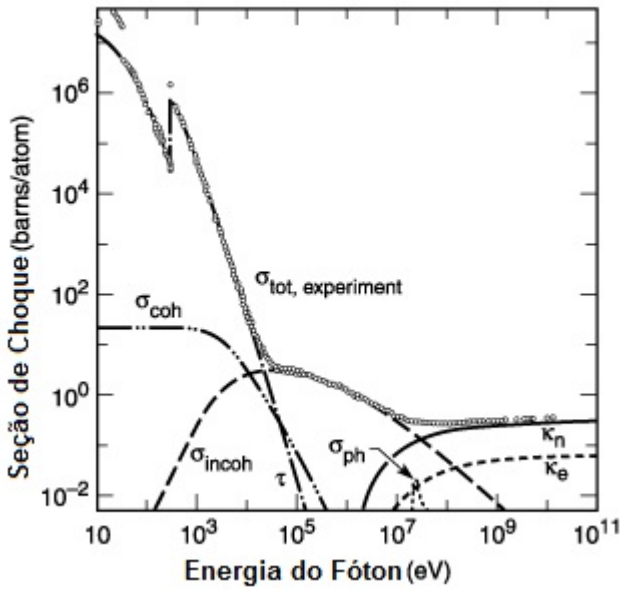

Figura 2.1: Seção de choque total em um atómo de carbono em função da energia, mostrando a contribuição dos diferentes processos [31].

com um elétron livre e é espalhado sem que haja mudança na sua energia (e portanto comprimento de onda). É o espalhamento responsável pelo processo de difração de raios-X em materiais cristalinos e contribui muito pouco para imagens de raios-X em materias não cristalinos.

3. Espalhamento Compton: é o espalhamento inelástico de raios-X por elétrons. O fóton incidente perde energia para um elétron ligado devido ao espalhamento e a nova direção do fóton é definida pela conservação do momento linear.

4. Produção de pares: é uma interação que pode ocorrer quando a energia do fóton incidente é maior que $1.02MeV$, mas só se torna realmente significativa após 10 MeV. A produção de pares ocorre quando um par elétron-pósitron é criado a partir da absorção de um fóton de raios-X interagindo com um núcleo atômico. A produção de pares é importante quando se tem fótons muito energéticos atravessando meios de alto número atômico.

2.2 Imagens de Raios-X

Imagens de raios-X podem ser obtidas de duas maneiras basicamente. O primeiro método consiste em se obter a imagem direta da transmissão de um feixe de raios-X por uma amostra em um detector de área. As imagens obtidas por esse método são chamadas de imagens radiográficas ou radiografias. O segundo método é indireto e consiste em obter as intensidades de diferentes projeções da amostra e reconstruir computacionalmente uma imagem a partir de dados da transmissão de raios-X. Cada uma dessas projeções individuais é equivalente a uma radiografia e esse método é chamado de Tomografia Computadorizada (CT).

Ambos os métodos precisam que as imagens obtidas contenham informação de qualidade sobre a amostra, para isso é possível definir algumas características comuns às imagens.

2.2.1 Contraste

O contraste em uma imagem de raios-X pode ser definido como a diferença de intensidade entre dois pontos da imagem. O contraste é a característica que torna possível a identificação das áreas de interesse. A imagem 2.2 mostra um feixe interagindo com uma amostra do tipo degrau, gerando duas radiografias diferentes. Cada radiografia tem diferentes tons de cinza, a 'radiografia A' tem um baixo contraste, enquanto a 'radiografia B' tem um alto contraste.

Além dos efeitos decorrentes à interação dos raios-X, o contraste da imagem é afetado significativamente pela radiação difusa (proveniente do espalhamento da amostra) e características eletrônicas do detector. Além disso, o contraste de pequenas estruturas dentro da amostra também é proporcional à definição da imagem que será descrita na seção 2.2.2.

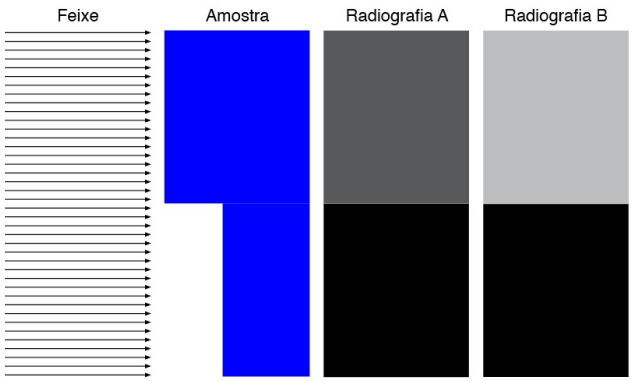

Figura 2.2: Feixe interagindo com uma amostra do tipo degrau e gerando duas radiografias diferente. A 'radiografia A' mostra uma baixa diferença nos tons de cinza (baixo contraste). A radiografia B mostra uma alta diferença nos tons de cinza (alto contraste).

Para uma amostra individual, o valor de contraste é a diferença significativa entre a área que gerou contraste (onde estava presente a amostra) e o fundo (intensidade re-

lativa a uma exposição sem amostra). Esta
diferença de exposição é geralmente expressa como um valor de percentagem.

2.2.2 Definição

A definição de uma imagem de raios-X é a característica que evidencia as diferenças de contraste entre interfaces na imagem final. Ela é extremamente sensível a mudanças no aparato experimental. Alguns fatores importantes são o tamanho da fonte de radiação e as distâncias entre fonte, amostra e detector.

Outra característica experimental que pode gerar degradação na definição das imagens de raios-X é o movimento (ou vibração) não acoplado entre a fonte, amostra e detector durante a exposição da imagem.

A figura 2.3 mostra um feixe de raios-X interagindo com uma amostra do tipo degrau e gerando duas radiografias. A radiografia A mostra claramente a borda do degrau enquanto a radiografia B parece embaçada.

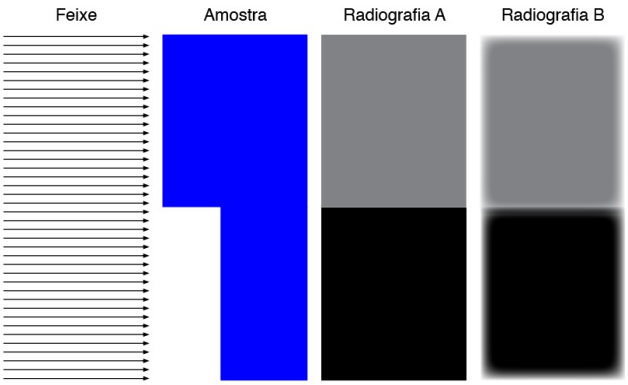

Figura 2.3: Feixe de raios-X interagindo com uma amostra do tipo degrau e gerando duas radiografias. A radiografia A mostra claramente a borda do degrau (alta definição) enquanto a radiografia B parece embaçada (baixa definição).

A figura 2.4 mostra como o tamanho da fonte, 'w', e as distâncias entre a fonte, a amostra e o detector podem gerar uma perda de definição na imagem final. Esse efeito é chamado de penumbra. A

A relação entre as distâncias a e b, o tamanho da fonte, w, e o tamanho da região de penumbra, μ podem ser vistas na figura 2.4 e calculada pela equação 2.1. A figura 2.5 mostra

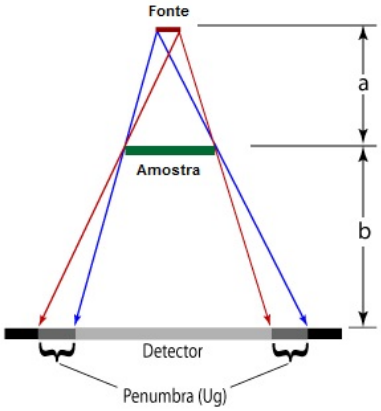

Figura 2.4: Detalhe sobre as distâncias entre fonte, amostra e detector na formação da penumbra (Imagem adaptada de [24]).

três configurações de distâncias e fontes diferentes gerando diferentes regiões de penumbra. É importante observar que uma fonte pontual não gera o efeito de penumbra na imagem final.

$$\mu = w\frac{b}{a} \tag{2.1}$$

2.2.3 Resolução

A resolução de uma radiografia de raios-X depende principalmente do detector usado e da geometria do experimento (que pode ter magnificação ou não). Para detectores digitais podemos definir o tamanho do pixel (menor região onde se detecta uma informação), $p_{detector}$, e sua função de dispersão (quantos pixels do detector são iluminados por um feixe pontual). A resolução então pode ser definida como o tamanho da menor característica visível pelo seu detector.

É possível calcular a relação entre o tamanho de objetos observados na amostra ou o tamanho do pixel da amostra, $p_{amostra}$, e sua projeção no detector utilizando as distâncias a (distância entre a fonte e a amostra) e b (distância entre a amostra e o detector) da figura 2.5 e o tamanho do pixel do detector, $p_{detector}$, com a equação 2.2.

$$p_{amostra} = \frac{a}{a+b} * p_{detector} \tag{2.2}$$

Além das distâncias entre fonte, amostra e detector, a posição relativa entre o eixo central

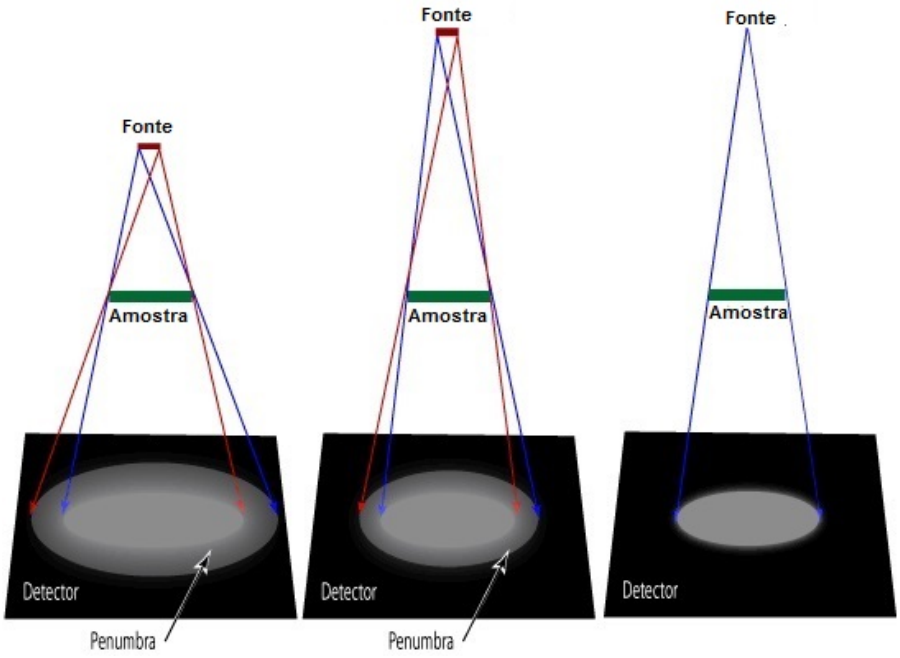

Figura 2.5: A imagem mostra três configurações diferentes para um mesmo experimento, gerando diferentes regiões de penumbra. A configuração da esquerda e do meio tem fontes não pontuais. A configuração da direita tem uma fonte pontual e portanto não gera penumbra (Imagem adaptada de [24]).

de emissão da fonte e o detector também pode gerar artefatos na resolução, figura 2.6.

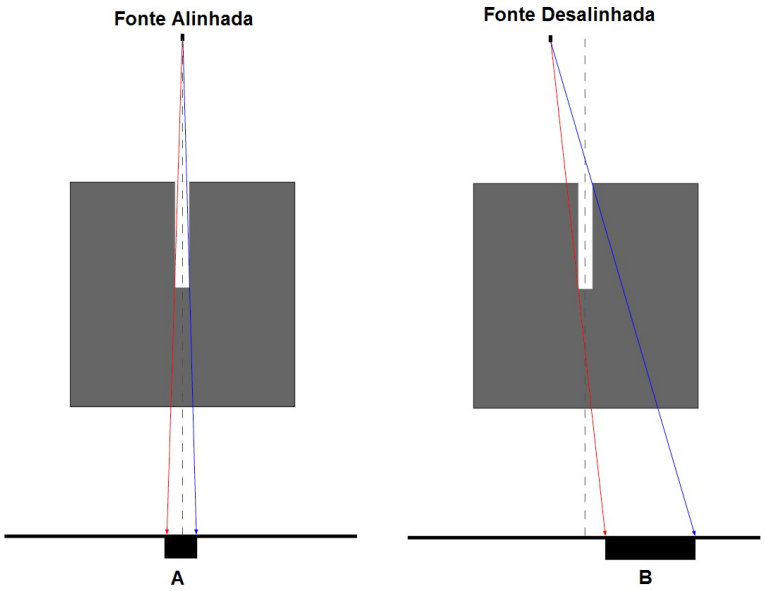

Figura 2.6: Representação de como o alinhamento da fonte gera uma distorção na imagem de raios-X (Imagem adaptada de [24]).

2.3 Espectro da Fonte

Em um experimento de imagens de raios-X é necessário ajustar o espectro de emissão da fonte para que as diferenças de atenuação que desejamos ver na amostra fiquem mais evidentes (tanto partes muito absorventes como pouco absorventes podem gerar uma perda de contraste na imagem final). Nas fontes convencionais de raios-X é possível sintonizar o espectro modificando a voltagem e corrente do gerador de raios-X e/ou utilizando filtros específicos para se obter espectros brancos ou monocromáticos. [3]

2.4 Transmissão de uma Amostra

Quando um fóton de raios-X é emitido pela fonte na direção da amostra, ele pode sofrer as interações citadas na seção 2.1 ao atravessar a amostra. A soma de todos os efeitos da origem a onda de saída que é responsável pela formação da imagem de raios-X ao ser detectada em um detector bidimensional (de área). A intensidade detectada corresponde ao módulo do vetor de *Poynting* [15].

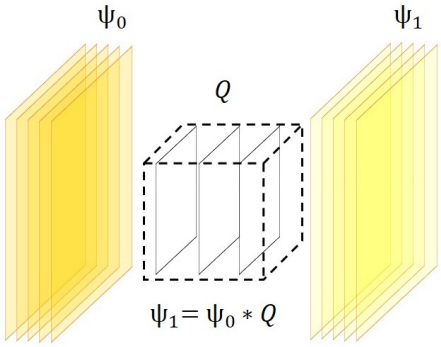

Figura 2.7: Transmissão de uma frente de onda Ψ_0 por uma amostra Q gerando a onda de sáida Ψ_1.

Para uma determinada onda transmitida $\Psi_1 = A_1 e^{i\theta}$, a intensidade transmitida será:

$$I = |\Psi_1|^2 = A_1 e^{i\theta}.A_1 e^{-i\theta} = A_1^2 \tag{2.3}$$

E portanto a fase não contribui para o contraste observado em uma radiografia tradicional.

Todo objeto pode ser definido por um índice de refração complexo (2.4). Podemos descrever como acontece a interação de uma frente de onda com um objeto da seguinte forma:

$$n(x, y, z) = 1 - \delta(x, y, z) + i\beta(x, y, z) \tag{2.4}$$

$$\beta = \frac{\mu\lambda}{4\pi} \tag{2.5}$$

$$\delta = \frac{n_e r_e \lambda^2}{2\pi} \tag{2.6}$$

Onde a equação (2.5) leva em conta a atenuação de raios-X, sendo μ, o coeficiente de atenuação responsável por variar a amplitude da onda de saída. Na equação (2.6), n_e é a densidade eletrônica e $r_e = 2.818 * 10^{-15} m$ é o raio clássico do elétron. A equação 2.6 determina a mudança de fase da frente de onda e descreve matematicamente o fenômeno responsável pela difração.

2.4.1 Valores Numéricos de δ e β

Para exemplificar as diferenças entre δ e β para diferentes elementos, a figura 2.8 mostra um gráfico com os valores calculados de δ (linhas cheias) e β (linhas pontilhadas) para diferentes elementos (H, C, O, N, Ca, Fe) e diferente energias.

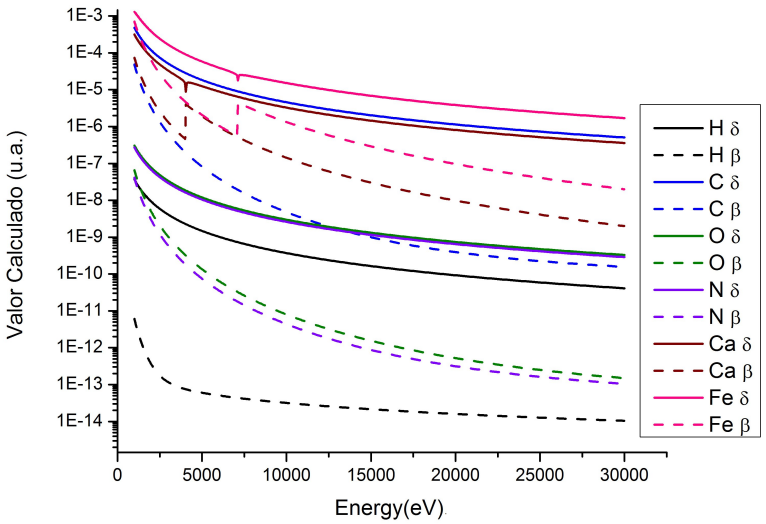

Figura 2.8: Valores calculados de β e δ para diferentes elementos e energias. [8]

Um exemplo prático onde é necessário utilizar ambos os valores de δ e β para diferenciar dois compostos é o do Nylon(CH_4O) e o Metanol($C_6H_{11}NO$). A figura 2.10 mostra os valores de δ e β dos compostos para diferentes energias e a figura 2.9 mostra as diferenças dos valores entre os compostos.

Fica claro que as diferenças nos valores de β são menores que as diferenças nos valores de δ. Portanto, é mais vantajoso utilizar a informação obtida ao se observar a diferença de δ para se caracterizar os dois compostos.

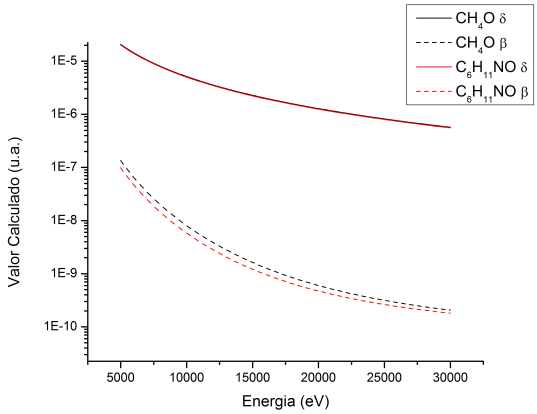

Figura 2.9: Valores calculados de β e δ para Nylon(CH_4O) e Metanol($C_6H_{11}NO$) em diferentes energias

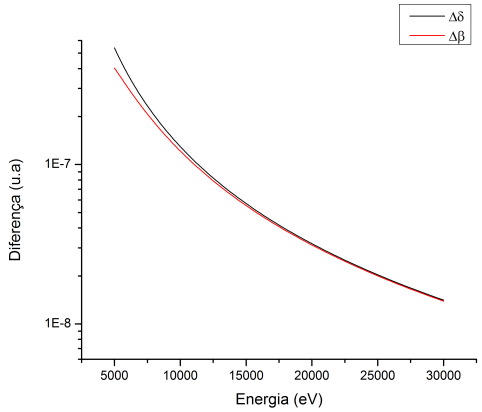

Figura 2.10: Diferenças de β e δ entre Nylon(CH_4O) e Metanol($C_6H_{11}NO$) em diferentes energias

2.5 Definição Matemática do Feixe Refratado

A figura 2.11 mostra uma onda plana, Ψ_0, interagindo com uma amostra para gerar a função de transferência de um objeto, $Q(X, Y, Z)$, utilizando o princípio de Huygens [6].

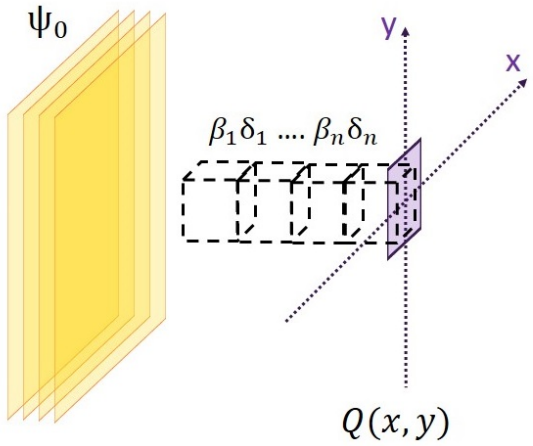

Figura 2.11: A imagem mostra uma onda plana Ψ_0 (o 'probe') interagindo com uma amostra integrada na direção Z.

A função de transferência de um objeto (X,Y,Z) arbitrário é obtida por:

$$Q(X,Y) = \exp\left[\frac{-2\pi i}{\lambda}\int_0^{l(X,Y,Z)} n(X,Y,Z)dL\right] \tag{2.7}$$

$$Q(X,Y) = \exp\left[\frac{2\pi i}{\lambda}\int_0^{l(X,Y,Z)} [\delta(X,Y,Z) + i\beta(X,Y,Z)dL]\right] \tag{2.8}$$

Onde L é o caminho ótico da onda dentro da amostra, para o caso estudado $dL = dZ$ como mostra a figura 2.11. Na equação (2.8) a integral da parte constante do índice de refração foi omitida pois não contribui com a variação em (X, Y, Z).

Para simplificar, são definidas funções auxiliares ϕ e T como:

$$\phi(X,Y) = \frac{2\pi}{\lambda}\int_0^{l(X,Y,Z)} \delta(X,Y,Z)dZ \tag{2.9}$$

$$T(X,Y) = \exp\left[\int_0^{l(X,Y,Z)} \frac{4\pi\beta(X,Y,Z)}{\lambda}dZ\right] \tag{2.10}$$

Tornando a equação de transferência do objeto muito mais simples:

$$q(X,Y) = \sqrt{T(X,Y)}\exp\left[i\phi(X,Y)\right] \tag{2.11}$$

Onde o termo $\exp\left[i\phi(X,Y)\right]$ representa a diferença de fase sofrida pela frente de onda e é responsável pela mudança na direção do feixe; e o termo termo $\sqrt{T(X,Y)}$ é responsável pela atenuação e pode ser calculado pela lei de Beer-Lambert definindo que a intensidade transmitida $I(X,Y)$ é equivalente ao módulo da transmissão $T(X,Y)$:

$$I(X,Y) = I_0(X,Y)e^{-\mu\int_L dl} \tag{2.12}$$

Onde $I(X,Y)$ é a intensidade transmitida, $I_0(X,Y)$ é a intensidade inicial, μ é o coeficiente de atenuação e L é o caminho ótico [5, 18].

2.6 Imagens por Absorção

A onda de saída gera contraste na forma de uma variação da intensidade transmitida como foi mostrado acima. Esta variação é diretamente proporcional aos diferentes índices de atenuação em cada volume da amostra.

Para que um objeto ou estrutura anatômica seja visível com imagens de raios-X, é necessário que haja uma diferença mínima na parte imaginária do índice de refração em diferentes volumes observados.

2.7 Imagens com Contraste de Fase

Como mostrado na seção anterior o feixe de saída de uma amostra tem uma fase característica que é irrelevante para as imagens tradicionais pois a fase se perde na interação de uma frente de onda incoerente com a amostra. No entanto existem métodos para utilizar a informação proveniente desta fase e o contraste gerado pelo índice de refração. Essas imagens são chamadas de imagens com contraste de fase.

Existem quatro técnicas principais para se obter imagens de raios-X com contraste de fase, que usam diferentes métodos para transformar a informação da fase em contraste. O método mais simples que é o tema deste trabalho é o método da propagação, que utiliza fontes parcialmente coerentes para ver a interferência da onda de saída da amostra no espaço. Podemos ter também interferômetros de Talbot, que utilizam grades interferométricas para medir a derivada da fase; Imagens melhoradas por difração, que utiliza um analisador cristalino para determinar a derivada da fase; e interferometria de raios-X que utiliza interferômetros para medir a fase relativa entre dois caminhos óticos.

É interessante observar que apesar de serem diferentes, todos os métodos geram imagens que podem ser usadas como radiografias tradicionais onde a única diferença é o processo físico utilizado para se gerar o contraste. Também é possível reconstruir a fase relativa de cada um dos métodos indiretos, com um algoritmo iterativo para imagens de propagação e integração na direção favorável para imagens de Talbot e refração.

3

Imagens Coerentes por Raios-X

Na física, a coerência é uma propriedade das ondas que permite interferência espacial e temporal. A coerência descreve as propriedades de correlação entre duas quantidades físicas de uma única onda, ou entre várias ondas.

Dois exemplos de fontes coerentes são lasers e fontes pontuais. A luz emitida em lasers ocorre por um processo de emissão estimulada que é intrinsecamente coerente, gerando assim uma frente de onda coerente espacialmente e temporalmente.

Fontes não-coerentes são extensas e emitem luz via emissão espontânea, que é um processo aleatório. Esse tipo de emissão difere de uma fonte coerente pois gera uma frente de onda sem correlação no espaço e no tempo. Exemplos de fontes não-coerentes são lâmpadas térmicas e tubos de raios-X.

As fontes síncrotron de terceira geração se aproximam de uma fonte pontual com emissão espontânea e possuem um alto grau de coerência espacial em porções do feixe da ordem de alguns micrômetros.

3.1 Caracterização da Coerência

No estudo da reconstrução de imagens coerentes não basta saber que a sua frente de onda incidente seja coerente mas também é necessário quantificar essa coerência. Para isso, como já citado anteriormente, vamos classificar a onda de acordo com sua uniformidade espacial e temporal. Esta seção vai descrever as equações que quantificam essas duas características, as

deduções detalhadas e aprofundadas podem ser encontradas nos livros de Born e Wolf [6] e Goodman [14]. O livro de Als-Nielsen e McMorrow [3] sobre radiação síncrotron apresentam excelentes noções para o estudo de radiação coerente de raios-X e um estudo sobre as características de cada fonte como a quantificação do fluxo e os requisitos mínimos de uma fonte para a realização de experimentos pode ser encontrado em [33].

3.1.1 Coerência Transversal

A figura 3.1 representa duas frentes de onda atravessando um experimento de dupla fenda de Young, onde w é a extensão da fonte isotrópica, d é a distância entre as fendas, R é a distância da fonte até as fendas e L é a distância das fendas até o plano de medição.

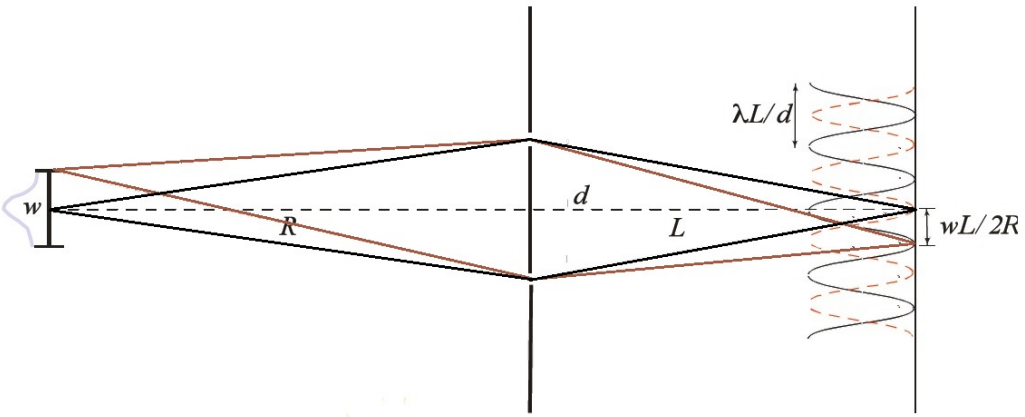

Figura 3.1: Esquema do experimento de dupla fenda de Young (retirado de [33]).

As franjas de interferência geradas por uma fonte muito pequena aparecem nos ângulos de difração $\alpha = m\lambda/d$ com $m = 0, \pm1, \pm2, ...$ para os máximos e $m = \pm1/2, \pm3/2, \pm5/2, ...$ para os mínimos (utilizando a aproximação de baixos-ângulos). As franjas produzidas por um emissor nas bordas da fonte são encontradas em $m\lambda/d + w/2R$. O máximo de difração gerado por um emissor na borda da fonte coincide com o mínimo de um emissor no centro da fonte quando a equação (3.1) for satisfeita, e assim, é definido o comprimento de coerência angular ou transversal, ξ_t.

$$d = \frac{\lambda R}{w} \equiv \xi_t \tag{3.1}$$

3.1.2 Coerência Longitudinal

A figura 3.2 mostra duas ondas planas se propagando exatamente na mesma direção com comprimentos de onda ligeiramente diferentes, λ e $\lambda - \Delta\lambda$. Ambas estão em fase na origem e o comprimento de coerência temporal, ξ_l, corresponde à distância que elas devem percorrer até que estejam completamente fora de fase.

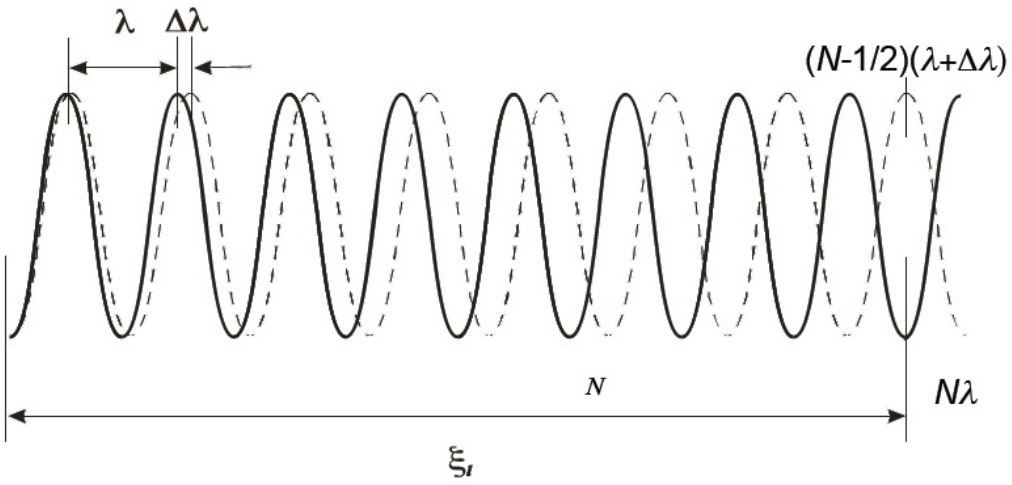

Figura 3.2: Esquema de duas ondas planas se propagando na mesma direção e sentido (retirado de [33]).

Vemos que se as ondas estão completamente fora de fase após percorrerem ξ_l, elas estarão em fase novamente após $2\xi_l$, o que implica na equação (3.2) e que a distância percorrida é equivalente a um número inteiro, N, de comprimentos de onda λ.

$$2\xi_l = N\lambda = (N - 1/2)(\lambda + \Delta\lambda) \tag{3.2}$$

Isso é mostrado na equação (3.3), a qual podemos expandir em Taylor para obter o valor aproximado do comprimento de coerência longitudinal ou temporal, ξ_l.

$$\xi_l \equiv N\lambda \approx \frac{1}{2}.\frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \tag{3.3}$$

3.1.3 Fontes de Raios-X Coerentes

Podemos classificar a coerência da fonte de acordo com a coerência da frente de onda produzida. Sendo assim a maioria das fontes convencionais de raios-X como tubos de raios-X,

fontes de ânodo girante, dípolos magnéticos, onduladores e *wigglers* são intrinsecamente incoerentes espacialmente e temporalmente. A figura 3.3 mostra a representação de um sincrotron de terceira geração, onde se inserem os dípolos magnéticos, onduladores e wigglers [4, 11, 21].

Existem também fontes intrinsecamente coerentes como as fontes de geração de altos harmônicos [20] e os modernos XFEL's("X-Ray Free Electron Laser"ou Laser de elétrons livres) representados na figura 3.4 [19, 28, 34].

Figura 3.3: Representação de um sincrotron de Terceira Geração

Figura 3.4: Representação de um Laser de Elétrons Livres

No entanto, apesar das fontes incoerentes serem mais abundantes ainda é possível extrair a parte coerente das frentes de onda geradas por essas fontes. Para isso é necessário utilizar filtros espaciais e de energia.

Para extrair a porção espacialmente coerente utilizam-se fendas e pinholes, enquanto para extrair uma pequena banda de comprimentos de onda podemos utilizar monocromadores. O problema em se utilizar filtros é a perda de intensidade que inviabiliza um bom experimento com a maioria das fontes convencionais. Para contornar esse problema, pode-se utilizar fontes como onduladores e *wigglers*, que tem intensidade suficientemente alta para que seja viável a filtragem espacial e temporal da frente de onda.

Um caso especial para se obter uma fonte espacialmente coerente é o de fontes muito pequenas, esse efeito pode ser observado utilizando o teorema de van Cittert-Zernicke [32] [35]. Ele se insere na teoria de coerência e mostra que sob certas condições a transformada de Fourier da interferência mútua de uma fonte incoerente e distante é igual à sua visibilidade complexa. Isso implica que a frente de onda de uma fonte incoerente vai apresentar efeitos coerentes a longas distâncias.

Esse teorema foi inicialmente proposto em 1934 pelo fisico Van Cittert e quatro anos depois comprovado pelo ganhador laureado do prêmio Nobel Frits Zernike. Foge do escopo desse trabalho um estudo aprofundado sobre esse teorema que pode ser encontrado em [6] e uma generalização em [23].

Para comparar a coerência das fontes podemos simplificar a equação de Van Cittert e Zernike

Figura 3.5: Fonte comercial Microfoco da Marca HAMAMATSU [16]

para o caso simples, que é idêntico ao da equação (3.1). A tabela 3.1 mostra o comprimento de coerência longitudinal, ξ_t, calculado para diferentes fontes (em diferentes distâncias e energias também).

Tabela 3.1: Tabela de ξ_t para diferentes fontes.

Fonte	w	λ	D	ξ_t
Síncrotron de Terceira Geração	*	0.2nm	65m	$14\mu m$* $306\mu m$*
Laser de Elétrons Livres	$700\mu m$		**	$700\mu m$**
Fonte Microfoco	$10\mu m$		10cm	$1\mu m$
			50cm	$5\mu m$
			1m	$10\mu m$
	$5\mu m$		10cm	$2\mu m$
			50cm	$10\mu m$
			1m	$20\mu m$

*Fonte de tamanho diferente nas direções x e y

**Coerência total

3.2 Interação de uma Frente de Onda Coerente

Esta seção vai abordar a formação de imagens coerentes em diferentes condições experimentais, que serão definidas de acordo com a distância entre a amostra e o detector [6] [14] [3].

Para o modelo teórico que vamos utilizar na formação de imagens coerentes não vai ser levado em consideração o fato que a coerência da frente de onda tem um valor finito [33].

O contraste de fase é maior do que o contraste de absorção para comprimentos de onda suficientemente pequenos ($\lambda < 0.1nm$), β é da ordem de 10^{-9} enquanto δ é da ordem de 10^{-6} para amostras biológicas. Portanto, podemos dizer que no regime dos raios-X duros, o contraste de fase domina e pequenas variações espaciais no índice de refração podem ser detectadas.

A quantidade de informação que pode ser obtida sobre a estrutura do objeto em uma imagem de contraste de fase depende da distância R entre o objeto e o detector. Podemos classificar três regimes distintos para se obter uma imagem.

O primeiro regime chamado de contato ou quase-contato, onde o detector é colocado diretamente atrás do objeto, tem o contraste das imagens obtido apenas pela absorção. O segundo regime surge quando afastamos o detector do objeto e começam a aparecer franjas de interferência, essa área onde a difração começa a ter influência na imagem é chamada de zona de Fresnel. Por fim o terceiro regime surge quando a difração passa a ser predominante e é chamado de regime de Fraunhofer.

Para separar esses regimes vamos considerar uma onda plana incidindo sobre um objeto com função de transmissão $Q(X, Y)$, como visto na figura 3.6. A amplitude difratada a uma distância R no plano-detector (x, y) pode ser calculada utilizando a equação (3.4), ou seja o princípio de Huygens que considera cada elemento infinitesimal $dXdY$ no plano-objeto como uma nova fonte de onda esférica [6].

$$\Psi(x, y) = -\frac{i}{\lambda} \int \int Q(X, Y).\frac{exp(ikr)}{r} dXdY \tag{3.4}$$

Onde $r = [R^2 + (x - X)^2 + (y - Y)^2]^{\frac{1}{2}} = (r_0^2 - 2xX - 2yY + X^2 + Y^2)^{\frac{1}{2}}$ é a distância do ponto (x, y) até o ponto (X, Y). Como $\{R, r_0\} >> \{x, X, y, Y\}$, podemos expandir r no exponente da equação (3.4) até a segunda ordem em torno de r_0 e obter na equação (3.5) a Integral de

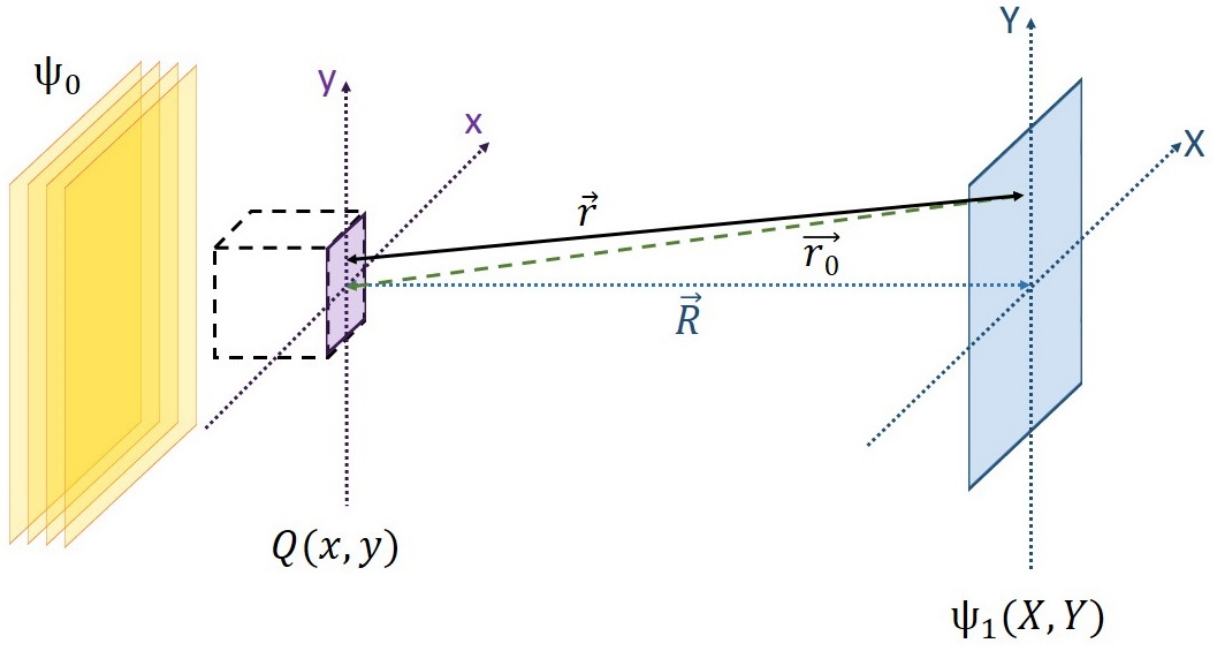

Figura 3.6: Propagação de uma onda plana através de um objeto planar com uma função de transmissão $Q(X,Y)$.

difração de Fresnel (levando em conta a aproximação de Born em primeira ordem) [6] [3].

$$\Psi(x,y) \approx -\frac{ie^{ikr_0}}{\lambda r_0}\int\int Q(X,Y)exp\left(-ik\frac{xX+yY}{r_0}\right)exp\left(ik\frac{X^2+Y^2}{2r_0}\right)dXdY \qquad (3.5)$$

O exponente da segunda exponencial da equação (3.5) leva em consideração a curvatura esférica das frentes de onda geradas pelo objeto. Essa curvatura se torna negligenciável quando $r_0 \cong R > a^2/\lambda$, com a sendo o tamanho da amostra. Nesse caso a segunda exponencial se torna unitária, e as amplitudes difratadas são a transformada de Fourier de $q(X,Y)$. Nessa condição, então a distribuição de amplitudes $\Psi(X,Y)$ não muda seu formato com a mudança da distância R. Isso define o comportamento no regime de Fraunhofer. A zona de Fresnel está definida entre o regime de quase-contato e a borda que define o regime de Fraunhofer, ou seja para $R < a^2/\lambda$.

3.3 Equação de Transporte de Intensidade

No estudo da formação de imagens obtidas por radiação coerente é importante notar que apesar de toda informação (amplitude e fase) estar se propagando no espaço, os detectores são capazes apenas de coletar informação sobre a intensidade da frente de onda (seção 2.4). No caso das imagens obtidas com raios-X coerentes, a equação (3.5) determina as características da onda no plano do detector [3] [33]. A informação coletada varia sensivelmente com a distância R entre a amostra e o detector.

3.4 Imagens no Regime de Quase-Contato

Entre o regime de contato e o regime de Fresnel, acontece um efeito de aumento do contraste das diferenças de densidade da amostra. Se a mudança de fase do objeto $\phi(X,Y)$ é pequena e real, ele é um objeto de fase fraco e, portanto, pode-se utilizar a aproximação da equação (3.6).

$$Q(X,Y) = \exp[i\phi(X,Y)] \approx 1 + i\phi(X,Y) \tag{3.6}$$

Para o caso unidimensional, a expansão em série de Taylor da equação (3.5) se torna a equação (3.7).

$$f(x) = \left(\frac{i}{\lambda R}\right)^{\frac{1}{2}} \exp\left[ikR\right] \int q(X) \exp\left[\frac{ik(x-X)^2}{2R}\right] dX \tag{3.7}$$

Utilizando a definição de convolução e da transformada de Fourier podemos escrever a equação (3.7) como (3.8).

$$f(x) = \exp\left[ikR\right] \int Q(u) \exp\left[-2\pi iuX\right] \exp\left[i\pi R\lambda u^2\right] du \tag{3.8}$$

Onde $Q(u)$ é a transformada de Fourier de $q(X)$ e $\int Q(u) \exp\left[-2\pi iuX\right] \exp\left[i\pi R\lambda u^2\right] du$ é a transformada de Fourier inversa de $Q(u) \exp\left[i\pi R\lambda u^2\right]$. Nessa região, R é tal que $\chi = i\pi R\lambda u^2$ é pequeno o suficiente para que $sen(\chi) \approx \chi$ e portanto a equação (3.8) se torna (3.9).

$$f(x) = \exp\left[ikR\right] \left(q(X) + i\pi R\lambda \int u^2 Q(u) \exp\left[-2\pi iuX\right] du\right) \tag{3.9}$$

Como a simulação leva em conta um objeto de fase fraco, pela equação (3.6), temos a equação (3.10).

$$f(x) = \exp\left[ikR\right] \exp\left[i\phi(X)\right] \times \left(1 + \frac{R\lambda}{4\pi}\frac{\partial^2\phi(X)}{dx^2} + \frac{iR\lambda}{4\pi}\left[\frac{\partial\phi(X)}{dx}\right]^2\right) \tag{3.10}$$

Truncando-se em primeira ordem a equação (3.10), obtem-se (3.11) e expandindo para o caso bidimensional, a equação (3.12).

$$I(X) = |f(x)|^2 \approx 1 + \frac{\lambda R}{2\pi}\frac{\partial^2\phi(X)}{dx^2} \tag{3.11}$$

$$I(x,y) \propto \frac{\lambda R}{2\pi}\nabla^2\phi(X,Y) \tag{3.12}$$

Uma das consequências dessa equação, é que existe uma distância R que realça o contraste das bordas do objeto na imagem final, tornando possível ver detalhes que não podiam ser vistos antes, principalmente na interface de tecidos com índices de absorção muito próximos. Uma descrição mais detalhada pode ser obtida em [30] e [12].

3.5 Frente de Onda divergente

A equação de transporte de intensidade pode ser reescrita para levar em consideração diferentes frentes de onda. Esse é o caso das fontes microfoco, que geram uma frente de onda divergente e portanto podemos reescrever nossa onda de entrada e saída como:

Define-se a função de onda divergente $h(x,y)$ (equação (3.13)) e convolui-se com a função de onda inicial $\Psi_0(x,y)$ (equação (3.14)) [9].

$$h(x,y) = \frac{1}{i\lambda R}e^{\frac{iR}{2z}(x^2+y^2)} \tag{3.13}$$

$$f(x,y) = f_0(x,y) * h(x,y) \tag{3.14}$$

$$F(x,y) = i\lambda e^{ikR}e^{-i\pi\lambda R_1(x^2+y^2)} * Q(u,v).e^{-i\pi\lambda R(x^2+y^2)} \tag{3.15}$$

Na equação (3.15) pode-se observar que o fator de ampliação gerado pela distância R_1 (amostra-detector) e a distância R

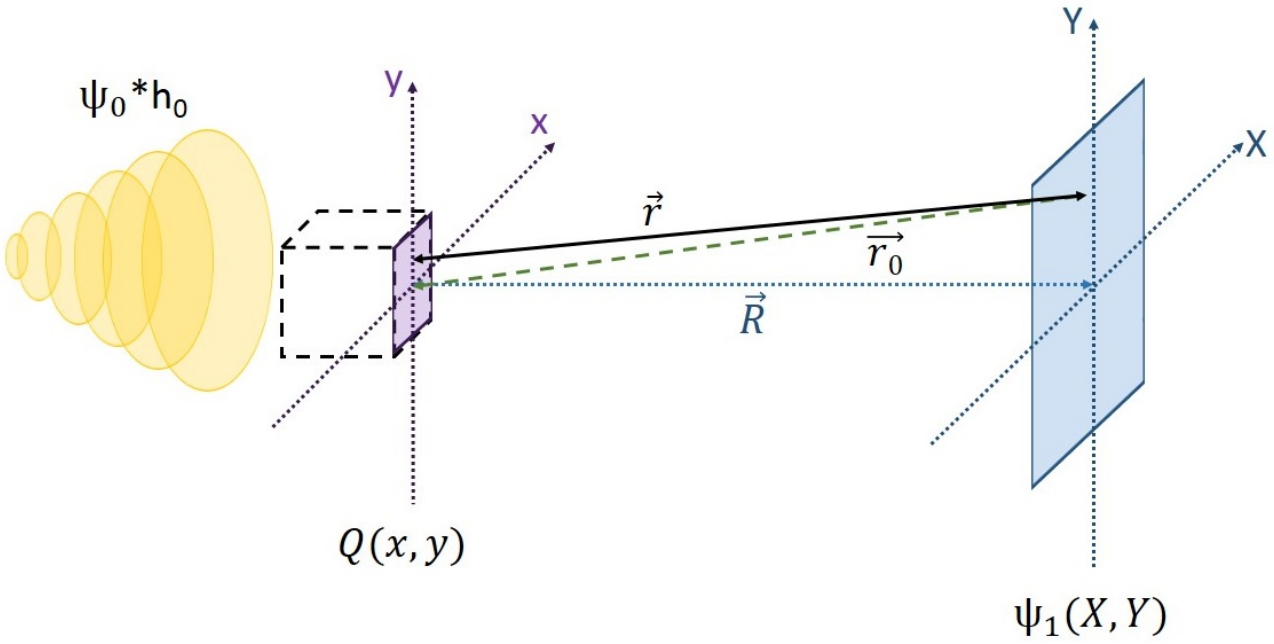

Figura 3.7: A imagem mostra uma onda esférica h (o 'probe'), a amostra, q, no plano do objeto x, y e a imagem final, Ψ no plano do detector X, Y.

Portanto, é possível descrever matematicamente a imagem de contraste de fase gerada por uma fonte microfoco de bancada [1]. A descrição matemática de como é gerado o contraste de fase para uma fonte divergente é importante para demonstrar a viabilidade a obtenção de imagens de contraste de fase com fontes microfoco.

4

Montagem Experimental

Este capítulo vai descrever quais foram os equipamentos utilizados para a montagem experimental de tomografia, assim como o sistema de controle utilizado para a aquisição de tomografias. Serão apresentadas informações características da fonte, detector e posicionadores, e como eles foram integrados para funcionar em conjunto. Em seguida, serão apresentados os softwares de controle que foram utilizados e uma breve descrição de suas vantagens e desvantagens.

4.1 Montagem Experimental para Tomografias

A montagem consiste de uma estação experimental para se obter radiografias e tomografias utilizando imagens de raios-X com contraste de fase. A estação foi montada no Laboratório de Cristalografia Aplicada e Raios-X(LCARX) [17]. A figura 4.1 mostra um esquema da montagem com fonte, trilhos, transladores, detectores. A figura 4.2 mostra uma foto da montagem experimental do LCARX.

Como explicado na seção 2.2, em um experimento de imagens a estabilidade mecânica dos elementos precisa ser alta, assim como o alinhamento relativo entre eles deve ser preciso. Para contornar esse problema foi construída uma mesa com um trilho que mantém todos elementos do experimento no mesmo plano e sofrendo das mesmas variações mecânicas (vibrações em especial). No caso do experimento de imagens nenhum elemento inseriu vibrações que devessem ser isoladas das outras.

Para a obtenção de radiografias as distâncias entre a amostra e a fonte podiam variar de $3cm$

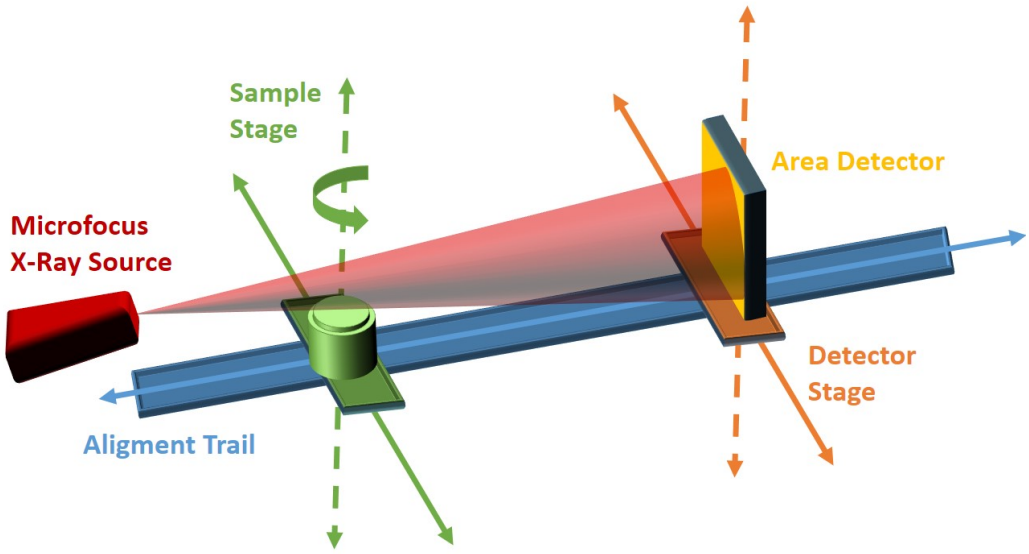

Figura 4.1: A montagem experimental consiste de uma fonte de raios-X microfoco, um trilho que irá conter um porta amostra capaz de oferecer translações e rotação motorizadas e um detector sobre as mesas de translação motorizadas.

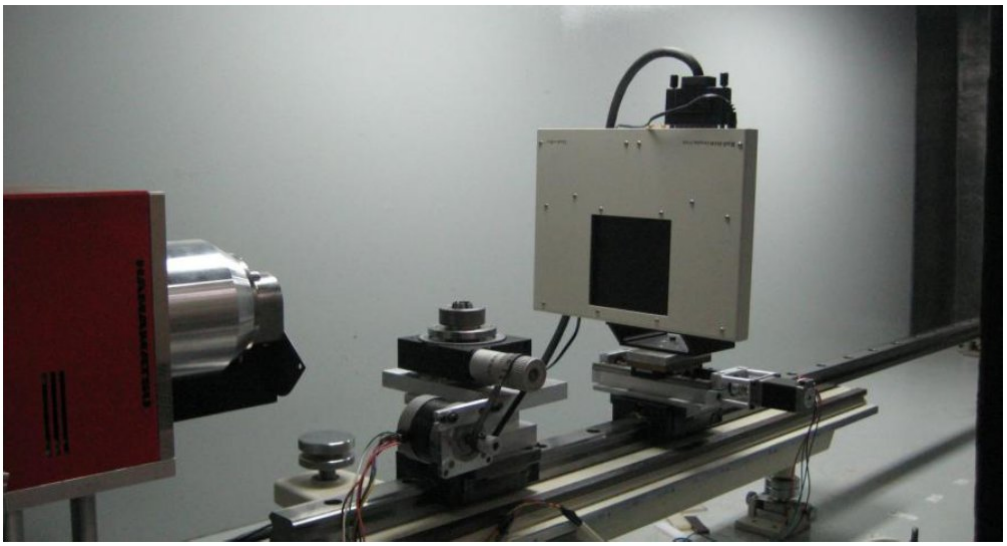

Figura 4.2: Protótipo da estação experimental para tomografias do LCARX.

até $280cm$ e entre a fonte e o detector poderiam variar de $5cm$ até $300cm$ (sempre considerando que o detector deve ter uma distância com relação a fonte maior do que a da amostra). Essa montagem permitia uma magnificação de até $100x$ de acordo com a equação 2.2 utilizando a distância máxima entre o detector e a amostra. A resolução máxima nessa configuração é de

$0.225\mu m$, utilizando um detector Rad-Icon HR (descrito na seção 4.1.2 com pixel aparente de $22.5\mu m$.

A amostra pode ser posicionada com precisão menor a $1\mu m$ nas duas direções perpendiculares ao feixe e rotacionada com precisão de até 0.05^o. O detector tem seus centros (nas direções perpendicular ao eixo entre a fonte e a amostra) regulado por transladores micrométricos manuais.

4.1.1 Gerador

Como explicado na seção 3.1.3 é necessário um gerador de raios-X que permita uma frente de onda coerente iluminando a amostra. Por isso, foi escolhido um gerador de raios-X com um foco de emissão de $5\mu m$ da marca HAMAMATSU [16] modelo L9181-02. O gráfico 4.3 mostra porção coerente iluminando a amostra para diferentes distâncias e energias.

O comprimento de coerência dessas fontes pode ser definido nas duas direções (devido à simetria da fonte) pela equação:

$$d = \frac{\lambda l}{\sigma} \tag{4.1}$$

Onde λ é o comprimento de onda utilizado, l é a distância do objeto até a fonte e σ é o tamanho efetivo da fonte. Portanto, o comprimento de coerência transversal efetivo na amostra é proporcional à distância até a fonte e inversamente proporcional à energia dos raios-X e tamanho da fonte. A figura 4.3 mostra o gráfico com os comprimentos de coerência característicos da fonte utilizada no experimento para diferentes energias e distâncias.

Outra característica importante para experimentos de imagens são o espectro de energia que pode ser obtido com o gerador. A tabela 4.1 mostra mais informações do gerador.

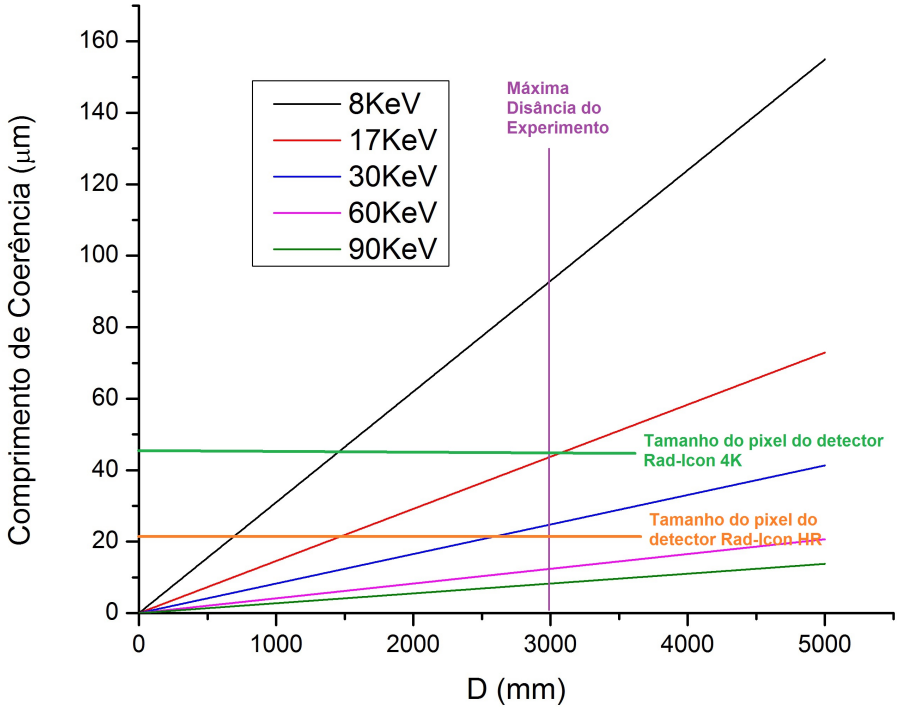

Figura 4.3: As linhas cheias representam o comprimento de coêrencia lateral a cada distância da fonte. A linha vertical roxa determina a distância máxima obtida no nosso experimento e as linhas enquanto as linhas horizontais verde e laranja mostram o tamanho de pixel dos detectores que temos disponivéis.

Tabela 4.1: Tabela de informações do gerador HAMAMATSU L9181-02

Paramêtro	Descrição ou Valor	Unidade
Voltagem Operacional do Tubo	40 a 130	kV
Potência Máxima	4 (menor foco)	W
	8 (foco pequeno)	
	16 (foco médio)	
	39 (foco largo)	
Tamanho do foco de raios-X	5	μm
	8	
	20	
	40	
Ângulo de emissão	45	^{o}
Distância ao foco	13	mm
Tipo do Tubo	Selado	-
Refrigeração do Tubo	Convenção a ar	-
Material da Janela	Berilio	-
Espessura da Janela	200	μm
Material do Alvo	Tungstenio	-

4.1.2 Detector

Uma vez determinada quais serão as distâncias características do experimento e as energias que serão utilizadas é necessário escolher um detector que seja sensível à energia e capaz de resolver as características da amostra que serão estudadas. Como esse é um experimento de imagens, foram escolhido detectores de área (bidimensionais) com tecnologia CMOS.

Figura 4.4: Detector Rad-Icon HR utilizado no experimento de tomografias.

Para o experimento de tomografias foram utilizados dois detectores Dalsa Rad-Icon [26] um HR e um 4K. Um com tamanho de pixel de $22.5\mu m$ e outro de $48\mu m$ e áreas de $1200x1600$ e

$2000x2048$ pixels respectivamente. O produto do número de pixels pelo seu tamanho corresponde a um campo de visão de $27x36mm^2$ e $98x96mm^2$. A tabela 4.2 mostra mais informações sobre os detectores

Tabela 4.2: Informações sobre os detectores Rad-Icon HR e 4K

	Rad-Icon HR	Rad-Icon 4K	
Área ativa	27x36	96,1x98,6	mm^2
Área em pixels	1200x1600	2000x2048	pixels
Tamanho do Pixel	22,5	48	μm
Rúido de leitura	<1	2	ADU [2]
Faixa dinâmica	2000:1	4000:1	-

No gráfico da figura 4.3 é possível observar nas linhas horizontais qual é a energia máxima do gerador que tem um comprimento de coerência compatível com um experimento de contraste de fase para cada detector. Portanto, pode-se afirmar que apenas as energias mais baixas do espectro estão contribuindo com o contraste de fase, enquanto as energias mais altas estão contribuindo para o contraste convencional dos elementos mais pesados.

4.1.3 Amostra

Para o experimento serão utilizadas uma translação perpendicular ao feixe e uma rotação. A princípio podemos ignorar a geometria do experimento e supor que a amostra deve ser posicionada com uma precisão maior que o tamanho do menor pixel disponível para o experimento.

Foram adquiridos transladores fabricados pela empresa *Phisik-Instrument*. Para as translações utilizamos o modelo M-415, figura 4.5, que tem repetibilidade de $2\mu m$ na amostra e para a rotação foi escolhido o modelo M-038.2S, figura 4.6. As informações dos transladores podem ser vistas na tabela 4.3.

Figura 4.5: Translador modelo M415 da marca Phisik Instrumente.

Figura 4.6: Mesa de rotação modelo M038.1 da marca Physik Instrumente.

Tabela 4.3: Tabela de informações da mesas M-0415.2S e M-038.2S

	M-415.2S		M-038.2S	
Eixos Ativos	Translação		Rotação	
Percurso	150mm		$<360°$	
Resolução Prevista	0.0781		5.58* (0.00032)	$\mu rad(°)$
Menor movimento possível	0.1	μm	21	
Retração	0.01		200	μrad
Repetibilidade Unidirecional	0.2		20	
Precessão	-		<75	
Velocidade Máxima	>3.5	mm/s	10	$°/s$
Tipo de Motor	Motor de Passo			
Resolução do Motor	6400passos/volta			

4.1.4 Tomografia

Para obter os conjuntos para reconstruções tomográficas pode-se utilizar desde 180 até 2880 projeções (radiografias convencionais tiradas em diferentes ângulos) e um algoritmo de reconstrução de feixe-cônico para reconstrução do bloco tridimensional (essa reconstrução será descrita na seção 5.4.1 e 5.4.2). A figura 4.7 apresenta um esquema das distâncias e movimentos característicos do experimento para o posicionamento do bloco de reconstrução.

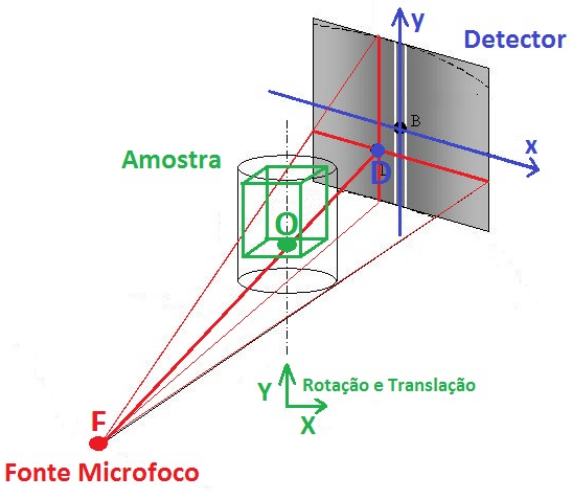

Figura 4.7: Esquema tridimensional da aquisição de conjuntos tomográficos utilizando uma fonte microfoco.

Para que seja viável o experimento de tomografia é necessário que todos os componentes do experimento estejam integrados em um sistema de controle que permita rotinas de aquisição.

4.2 Automação da Estação de Tomografia

O número de variáveis de um experimento físico cresce junto com o tamanho e a complexidade do que se deseja medir. Considerando os mais simples experimentos de bancada até os maiores aceleradores e telescópios da terra. Por isso, não é viável utilizar essas máquinas sem sistemas de automação que controlem o maior número possível de variáveis sem a necessidade de interação humana.

Portanto, é necessário automatizar os processos de modo que a utilização de um experimento seja possível. Para isso são utilizado sistemas de automação, que consistem no uso de máquinas, sistemas de controle e tecnologias de informação para otimizar o controle das variáveis de cada experimento. Como principais vantagens da automatização para experimentos pode-se citar um aumento do rendimento, produtividade, robustez e previsibilidade dos experimentos, substituição do trabalho humano em atividades pesadas, monótonas e/ou perigosas. E também desvantagens da automatização na pesquisa como ameaças de Segurança e vulnerabilidade. Isso se deve ao fato de que um sistema automatizado pode ter um nível limitado de inteligência, e

é, portanto, mais suscetível a cometer erros que estarão fora do alcance imediato do usuário.

Muitos trabalhos que são fáceis para os seres humanos se encontram fora das atuais possibilidades de automação. Reconhecimento visual de padrões, a compreensão da linguagem e capacidade de produção de linguagem estão bem além da capacidade dos sistemas mecânicos e de computação modernos.

Em qualquer nível de automação, temos basicamente o problema de transformar uma quantidade física em um sinal que pode ser interpretado pelo nosso sistema de controle.

A figura 4.8 mostra como foram ligados os equipamentos para o experimento de tomografia. A figura está separada em 3 partes que correspondem ao lugar físico de onde se encontra o equipamento, em laranja está a cabana experimental, em amarelo o rack de controle (fora da cabana) e em vermelho as estações do usuário. As linhas entre os equipamentos mostram qual foi o tipo de conexão utilizados, em azul conexões seriais (seção 4.3.1), em verde conexões ethernet (seção 4.3.2) e em preto conexões próprias.

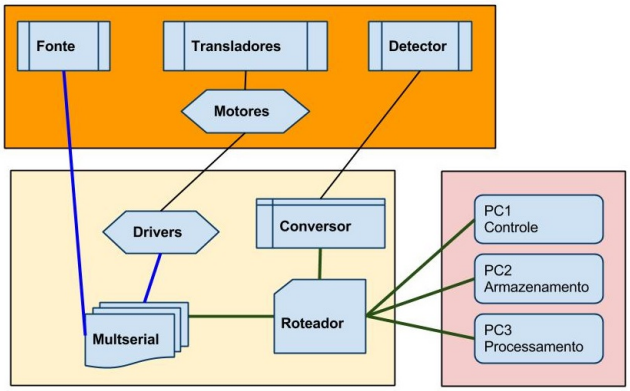

Figura 4.8: Esquema de como foram ligados os equipamentos do experimento de tomografias.

4.3 Comunicação

A comunicação analógica ou digital entre equipamentos pode acontecer por meio de fios ou sinais wireless (sem fio). Quando se monta um experimento deve-se levar em conta as distâncias que o sinal deve percorrer e o tipo de perturbação que o ambiente vai gerar.

4.3.1 Serial

Em telecomunicações e ciência da computação, comunicação serial é o processo de enviar dados um bit de cada vez, sequencialmente, através de um canal de comunicação ou barramento de computador. Isto está em contraste com a comunicação em paralelo, onde vários bits são enviados como um todo, em ligação com vários canais paralelos. A comunicação serial é usado para toda a comunicação de longa distância e na maioria das redes de computadores, onde o custo dos cabos e a sincronização dos equipamentos tornam a comunicação paralela impraticável.

4.3.2 Ethernet

Ethernet o nome dado a uma família de tecnologias de redes de computadores para redes locais ('Local Area Network'). O padrão Ethernet foi introduzido no mercado em 1980 e padronizado em 1985 como $IEEE802.3$. Originalmente, o padrão ethernet utilizava cabos coaxiais que hoje foram substituídos por cabos trançados e fibras óticas em conjuntos com hubs e switch's (roteadores de informação). As taxas de transmissão também aumentaram gradualmente desde seus 10 megabits originais até os 300gigabits por segundo atuais.

4.4 Sistema de Controle

Não só um conjunto de computadores e equipamentos precisa ser conectado, como também precisa existir um modo de transmitir e interpretar a informação entre os diferentes equipamentos. Para controlar essa conexão é comum escolher um sistema central de controle (aquele que vai interagir com todos os outros equipamentos) e utilizar um computador ou interface de fácil interação com o usuário.

4.4.1 LabVIEW

A primeira versão do software de automação e controle do experimento foi escrita em LabVIEW (abreviatura de 'Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench'), que é uma plataforma de design do sistema e ambiente de desenvolvimento para a linguagem de programação visual da National Instruments.

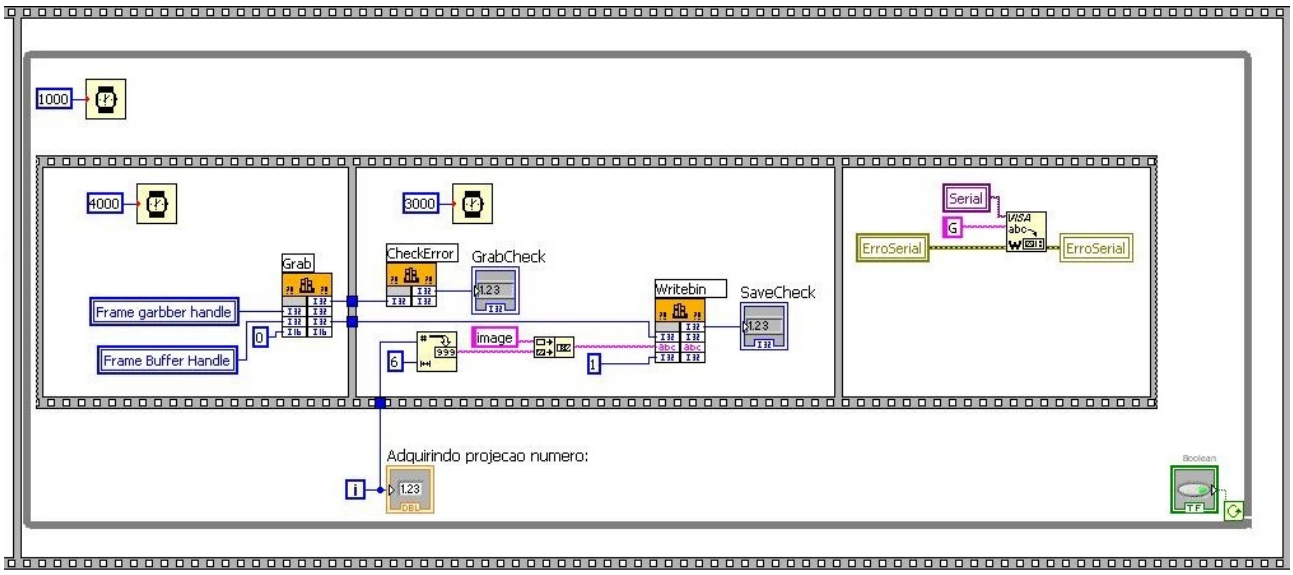

Figura 4.10: Tela de controle feita em LabVIEW do experimento de tomografia.

A linguagem gráfica é chamada de "G"(para não ser confundida com o G-code). Originalmente lançado para o Apple Macintosh em 1986, o LabVIEW é comumente utilizado para aquisição de dados, controle de instrumentos e automação industrial em uma variedade de plataformas, incluindo Microsoft Windows, várias versões do UNIX, Linux e Mac OS X (A última versão do LabVIEW foi lançada no ano de 2013).

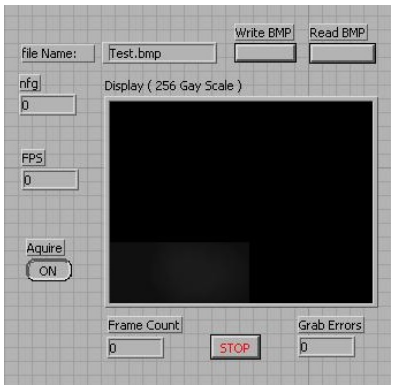

Figura 4.9: Parte de controle do LabVIEW a qual o usuário tem acesso para o experimento de tomografia.

Os programas em LabVIEW podem ser separados basicamente entre duas partes. Uma que é a interface direta com o usuário (figura 4.10) e outra que é o algoritmo de execução ((figura 4.9).

Para controlar o experimento foi adaptado uma rotina que controlava os motores e a placa de aquisição de imagens (*'frame grabber'*) PCI. Para que fosse possível controlar o frame grabber foram utilizadas as bibliotecas pré-compiladas compatíveis apenas com windows XP. Essa sistema permitia tempos de exposição de até $6,5s$ e era limitado a salvar arquivos do tipo 'raw' que não tem cabeçalho e precisam de outra rotina para que pudessem ser lidos após o experimento.

4.4.2 EPICS

Com os resultados do primeiro protótipo, foi projetada uma nova montagem. Essa nova montagem não utilizava a placa de captura PCI que foi trocada por um sistema que utiliza a rede ethernet com protocolo GigE Vision. O novo sistema permite tempos de exposição de até $65s$ (10x maior que o sistema PCI). Outra vantagem do uso do sistema ethernet (seção 4.3) é sua integração direta com o software de controle EPICS, se tornando independente do sistema operacional utilizado.

EPICS (abreviação de '*Experimental Physics and Industrial Control System*' ou 'Sistema de Controle para Física Experimental e Indústria') é um ambiente de software utilizado para desenvolver e implementar sistemas de controle distribuídos para operar dispositivos como aceleradores de partículas, telescópios e outros experimentos de grande porte.

A instalação desse programa de controle e os passos para sua integração no experimento de tomografia são descritos na seção 5.2.4 e são fruto da colaboração entre pesquisadores do *Advanced Photon Source* e da empresa *Dalsa Rad-Icon* nos Estados Unidos, do *Diamond Light Source* no Reino Unido, e da empresa *Physik Instrumente* na Alemanha .

O software EPICS pode ser utilizado como cliente ou servidor para se comunicar entre os vários computadores e equipamentos. Um equipamento com EPICS pode recolher dados experimentais, controlar em tempo real de outros equipamentos.

Esta informação é publicada para um outro conjunto de computadores (os clientes), utilizando um protocolo de rede (ethernet) chamado de canal de acesso (CA). CA é um protocolo de rede de alta largura de banda, o que é bem adequado para aplicações em tempo real, como experimentos científicos. A figura 4.11 mostra o logotipo do EPICS, representando em preto o canal de acesso, nos quadrados de cima os servidores e nos quadrados de baixo os clientes.

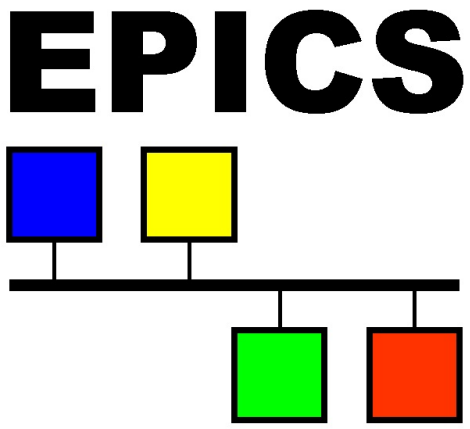

Figura 4.11: Logotipo do EPICS, representando em preto o canal de acesso, nos quadrados de cima os servidores e nos quadrados de baixo os clientes.

Alguns aspectos do EPICS devem ser mencionados,

a instalação e atualização do software é de graça e seus pacotes podem ser encontrados na internet. Ele é Open Source (ou seja, o código fonte é acessível) e portanto adaptações e mudanças são possíveis. Existem muitos usuários e grandes laboratórios utilizando, o que significa que grande parte dos erros já foi corrigida. Tudo que um cliente precisa saber é como acessar a informação publicada pelo CA, e portanto toda a parte de controle fica invisível ao usuário, as coisas mais complexas e demoradas já estão feitas para a maioria dos equipamentos comerciais convencionais. Existem muitas pessoas dispostas a contribuir e ajudar para que outros usuários utilizem o EPICS e não existe nenhuma restrição de como ou onde utilizar, não importa se seu experimento tem 10 ou 10.000.000 de variáveis.

A fim de facilitar o desenvolvimento deste experimento foram escritos manuais em português para a instalação do programa base e principais pacotes, assim como guias para a integração dos equipamentos utilizados no experimento.

5 Automação e Controle de um Experimento de Tomografia

Para a realização de um experimento de tomografia é necessário que a montagem mecânica, sistema de controle e as reconstruções computacionais do experimento estejam integrados. Este capítulo contém uma descrição de como essa integração foi obtida desde a obtenção dos dados brutos até a visualização das reconstruções tridimensionais.

5.1 Preparação do Experimento

Um experimento de tomografia requer a otimização do contraste e resolução das imagens da amostra a ser estudada. Para isso devem-se otimizar a tensão e corrente do gerador, assim como as distâncias fonte-amostra e fonte-detector e otimizar a resolução e intensidade no detector. Além disso, deve-se alinhar o centro do feixe com o centro do detector e perpendicular com o centro de rotação da amostra. Verificar se toda amostra se encontra no campo de visão em todas projeções (para isso basta que seja feita uma imagem de longa exposição com a amostra rodando).

5.2 Aquisição de Dados

Um experimento de tomografia consiste na aquisição de N projeções de uma amostra com diferentes ângulos. Para simplificar a Transformada de Radon na seção 5.4.1 e poder utilizar os

algoritmos de retroprojeção filtrada (seção 5.4.2) rotacionamos a amostra no plano perpendicular ao detector utilizando ângulos conhecidos. Por exemplo, se precisamos de 721 projeções, utilizamos ângulos começando de 0^o até 360^o com passo de 0.5^o. A quantidade mínima de projeções é definida pela resolução que se deseja obter na reconstrução.

Desta forma pode-se controlar o momento de acionar os transladores e rotacionadores, parar e adquirir imagens. Para isso foi utilizado o software LabVIEW e posteriormente EPICS.

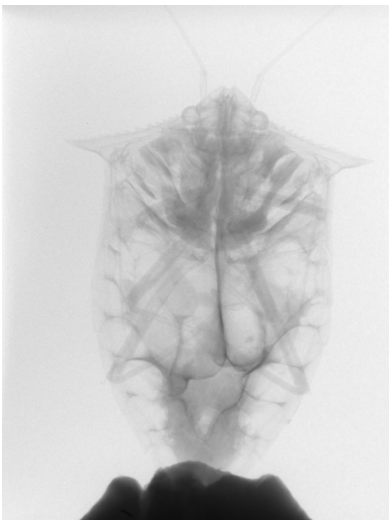

Figura 5.1: Radiografia com contraste de fase de um inseto.

5.2.1 Sincronização

Para sincronizar todos os equipamentos, foi primeiro necessário que o programa de controle tivesse acesso a todos os equipamentos conectados, como transladores, detectores e câmera. Para isso foram utilizados conexões serial RS-232 e ethernet como descrito na seção anterior.

5.2.2 Módulo EPICS sscan

O objetivo do módulo de controle 'sscan' é criar uma rotina de fácil uso para mover posicionadores e ativar os detectores em diferentes posições. Essa operação é conhecida como um 'scan' (medida), ou um laço para diferentes 'scans'.

Após os parâmetros para uma determinada medida serem ajustados e a medida iniciada, o módulo permite diferentes sequências de movimento e ativação automática dos detectores e notifica o usuário de acordo com a evolução da medida.

A informação de um 'scan' pode ser armazenada em um único arquivo que contém toda a informação da medida ou uma pasta com diferentes arquivos para cada iteração do laço. Ambos os métodos tem suas vantagens e desvantagens, e foi escolhido utilizar arquivos separados para cada iteração do laço, que corresponde a uma projeção em ângulo diferente.

5.2.3 Módulo EPICS areaDetector

EPICS areaDetector é o nome de um módulo de controle escrito para o software EPICS que visa padronizar o comando de diferentes câmeras em uma interface simples e comum. Ele

transforma as instruções de controle únicas de cada câmera em instruções comuns a todas e um controle separado para as características únicas de cada câmera. A figura 5.2 mostra a tela comum de controle das câmeras. No nosso caso, o are Detector vai ser usado em conjunto com um driver escrito para câmeras com interface gigE Vision (que será descrito na seção 5.2.4) e a maioria dos painéis de controle teve de ser redesenhada para acomodar os parâmetros utilizados pela nossa câmera.

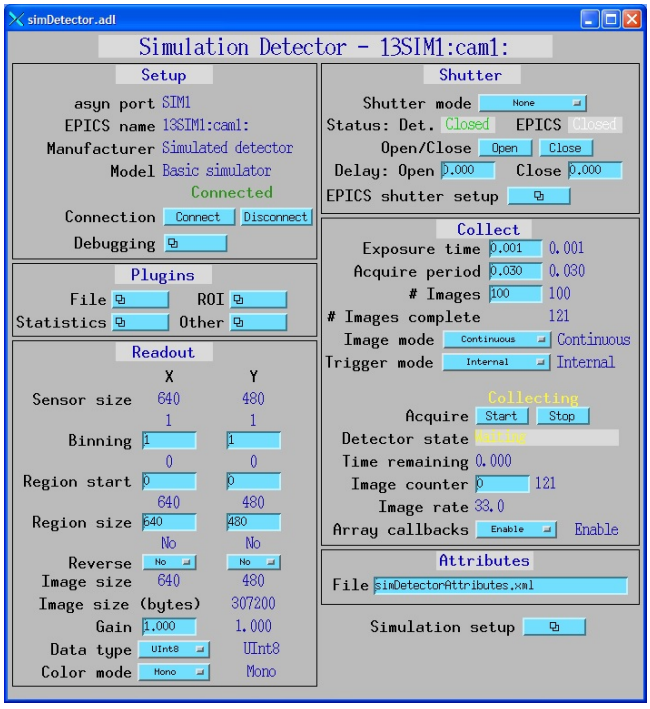

Figura 5.2: Tela de Controle do módulo areaDetector para EPICS

A figura 5.2 mostra tela de controle que o usuário tem acesso, ela mostra informações sobre quais conexões o detector está utilizando e seu estado (por exemplo, se está conectado ou não e se está adquirindo imagens). Também mostra controles para diferentes paramêtros do detector como o tempo de exposição de cada imagem e qual a região da imagem que vai ser salva.

5.2.4 Modulo EPICS aravisGigE

Foi selecionado para a câmera uma interface de comunicação do tipo GigE Vision [7] que suporta o padrão atual de redes de computadores do tipo Ethernet Gigabit. As câmeras com interface GigE Vision podem utilizar dessas redes de alta velocidade e têm protocolos comuns mesmo entre diferentes fabricantes.

O Diamond Light Source [10] escreveu um adaptador para que essas câmeras sejam compatíveis com EPICS. No entanto, inicialmente nossa câmera não respondia ao padrão GigE VISION mas sim ao padrão GigE comum. Foi necessário a escrita de um novo firmware (software interno de controle) para o hardware da câmera.

5.3 Tratamento de Imagens

A informação bruta adquirida no detector pode ser melhorada com um processamento baseado em outras informações do experimento. Os detectores de raios-X utilizam chips que podem ter uma sensibilidade e ruído diferente para cada pixel. Esses valores podem ser corrigidos utilizando uma imagem feita pela exposição sem a presença de raios-X, uma imagem feita com a exposição aos raios-X sem a presença da amostra e o conhecimento a priori de quais pixels da câmera não são confiáveis.

5.3.1 Correção de Fundo

A correção de fundo é empregada para corrigir pequenas variações devido ao funcionamento eletrônico da câmera.

Primeiro é obtida uma imagem com os raios-X desligados, e portanto o único sinal na câmera é proveniente de uma diferença de voltagem e corrente nos diferentes pixels. Mesmo que pequenas essas variações acontecem entre todos os pixels.

É importante frisar que o comportamento da imagem de correção de fundo muda de acordo com a temperatura ou tempo de aquisição eletrônico do detector.

5.3.2 Correção de Ganho

A correção de ganho é utilizada para corrigir variações de intensidade do feixe de raios-X devido à diferente sensibilidade do detector ou distorções do feixe e deve ser utilizada sempre. O algoritmo de correção normaliza cada nova imagem adquirida de acordo com uma imagem branca adquirida (imagem com raios-X ligado sem amostra), dividindo cada pixel pelo valor do pixel na imagem de ganho e multiplicando pelo valor médio da imagem de ganho.

Após a correção, pequenas variações de contraste podem se tornar mais visíveis.

Para uma correção melhor a imagem branca utilizada nas correções deve ser a média de 10 a 20 imagens adquiridas, de modo a diminuir o ruído. Caso algum parâmetro experimental seja

modificado com relação à fonte e o detector, uma nova imagem branca deve ser adquirida.

5.3.3 Correção de Pixels Ruins

Outro fator importante para o pré tratamento das imagens é a correção de pixels ruins. A correção consiste na interpolação com primeiros vizinhos dos pixels que tem algum problema.

5.4 Reconstrução Tridimensional

Após adquirir diferentes projeções temos nosso conjunto de informações no espaço de Radon x, y, θ; no entanto para uma melhor visualização é necessário transformar para o espaço cartesiano $x.y, z$. Para isso se utiliza da transformada de Radon e métodos de projeção filtrada. Uma vez com toda a informação contida no espaço cartesiano, é possível reconstruir tridimensionalmente a amostra.

5.4.1 Transformada de Radon

Em 1917 Johann Radon introduziu a transformada hoje conhecida pelo seu nome. A transformada consiste na integração de uma função sobre diferentes linhas retas. Johann também apresentou a fórmula da transformada inversa e expandiu as fórmulas para três dimensões onde as linhas agora são planos.

A transformada de Radon é diretamente aplicada à tomografia. Um conjunto de imagens de raios-X obtidos com diferentes ângulos pode gerar uma imagem no espaço de Radon. Se a função f representa uma densidade não conhecida, então a transformada de Radon representa o conjunto de medidas (projeções) de raios-X adquiridas para se obter a tomografia. Portanto uma transformada inversa de Radon pode ser utilizada para se obter qual foi o objeto original que gerou o conjunto f. Esse procedimento é a base matemática da reconstrução tomográfica e também reconhecido como reconstrução tomográfica. [22]

A transformada de Radon de uma imagem é geralmente chamada de sinograma. O motivo é que a transformada de Radon de uma função delta de Dirac é um seno. Portanto, a transformada de Radon de um objeto qualquer aparece como vários senos de diferentes amplitudes, frequências e fases. A figura 5.3 mostra o sinograma gerado pela aplicação da transformada de Radon em um phantom de Shepp-Logan [29].

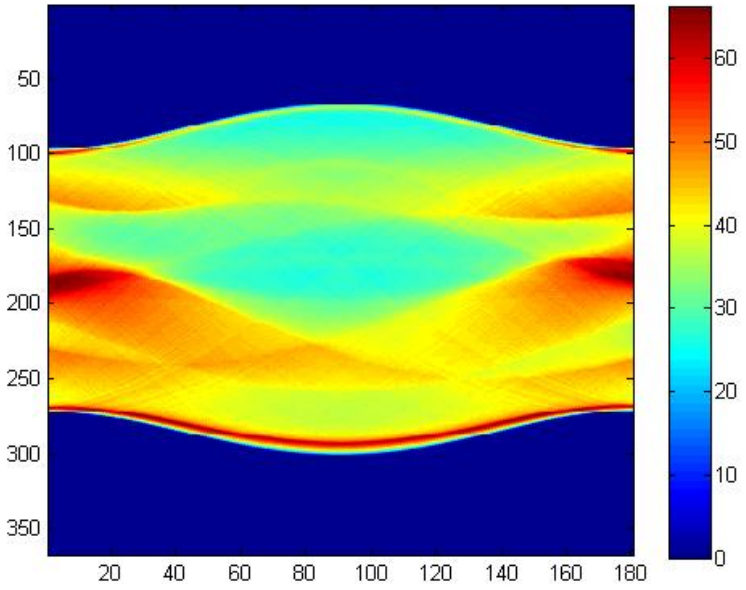

Figura 5.3: Sinograma de um phantom genérico.

5.4.2 Retroprojeção Filtrada

A retroprojeção filtrada é um algoritmo numérico para resolver a transformada inversa de Radon. A ideia por trás do algoritmo é que imagens de raios-X por transmissão são equivalentes a integrais de linha na direção de propagação dentro da amostra e portanto se você tiver diferentes projeções (direções de propagação) é possível reconstruir as intensidades que geraram aquelas integrais. O algoritmo consiste em somar as intensidades de cada projeção na direção de propagação (por isso o nome 'retroprojeção') para se obter uma aproximação das intensidades originais. Cada pixel na imagem reconstruída vai ter maior contribuição das projeções de sua intensidade verdadeira [13, 25]. A figura 5.4 mostra o algoritmo sendo executado para um diferente número de projeções.

O problema da retroprojeção filtrada é que ela é baseada no fato de que as projeções são verdadeiras e caso isso não seja verdadeiro o método gera artefatos. Esses artefatos têm padrões circulares.

Podemos utilizar filtros durante a reconstrução para corrigir alguns artefatos, esse método é chamado de retroprojeção filtrada, um exemplo do efeito do filtro pode ser visto na figura 5.5.

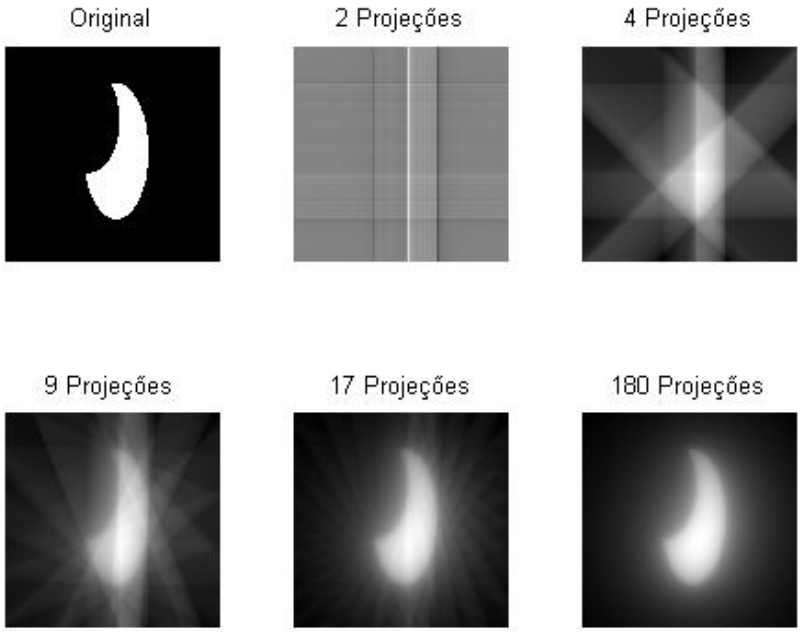

Figura 5.4: Reconstrução da amostra original por diferente número de projeções utilizando o algoritmo de retroprojeção filtrada.

Figura 5.5: Reconstrução da amostra original utilizando o algoritmo de retroprojeção filtrada com filtro de ramp e corte em 0.7 e sem filtro.

5.4.3 Visualização de Cortes

Após a reconstrução tridimensional temos a informação da amostra no espaço cartesiano tradicional x, y, z de modo que podemos definir diferentes cortes e visualizar as estruturas internas. Tipicamente, as imagens médicas são mostradas com 3 projeções ortogonais em

diferentes alturas. A figura 5.6 mostra as 3 vistas possíveis da reconstrução de um inseto.

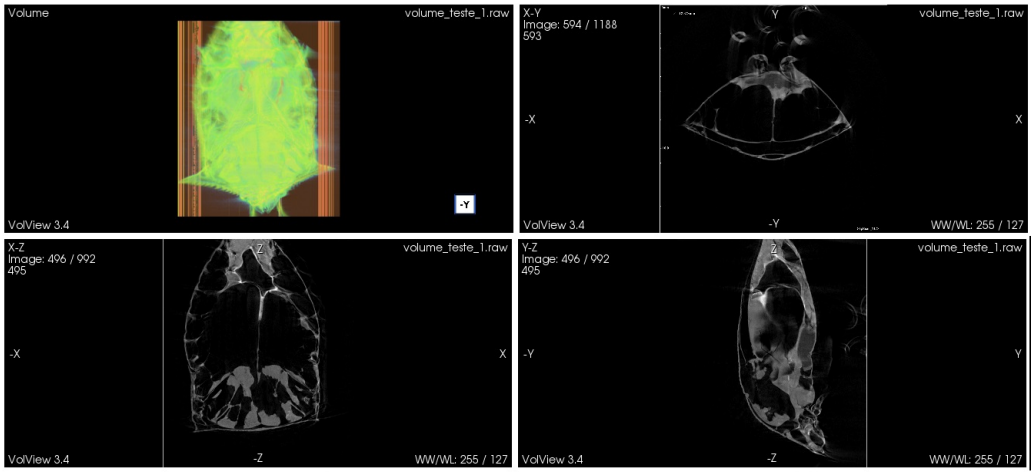

Figura 5.6: Visualização dos cortes laterais de um inseto.

5.5 Renderização Sólida

Podemos simular como um objeto iria parecer em três dimensões definindo um corte para a intensidade máxima e simulando como seria o objeto formado por aqueles voxels (pixels tridimensionais). Então, um modelo tridimensional pode ser construído sabendo onde estão as bordas da amostra. A figura 5.7 mostra a renderização sólida de um inseto, evidenciando a forma externa.

Para um estudo melhor, pode-se reconstruir vários objetos com diferentes cortes na intensidades máximas para verificação morfológica de diferentes estruturas do objeto. É importante ressaltar que este método não permite a visualização das estruturas internas pois depende de cores sólidas para a reconstrução.

Figura 5.7: Reconstrução volumétrica sólida de um inseto.

5.5.1 Renderização Translúcida

Para contornar o problema de visualização de estruturas internas que existe na renderização tridimensional sólida, podemos definir uma cor e um valor de opacidade para cada valor de intensidade da imagem tridimensional. Desse modo, podemos simular o objeto do ponto de vista de um observador imaginário. Por exemplo, pode-se mostrar o exoesqueleto de um inseto semitransparente e suas diferentes estruturas internas com diferentes cores e opacidades. A figura 5.8 mostra a renderização translúcida de um inseto, evidenciando as estruturas internas.

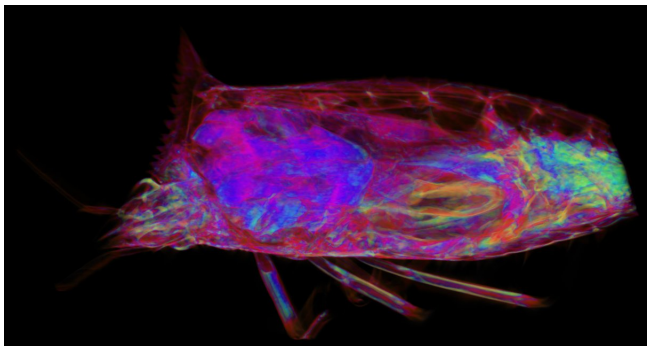

Figura 5.8: Reconstrução volumétrica translúcida de um inseto.

6

Resultados

Este capítulo vai demonstrar aplicações práticas e medidas obtidas utilizando a estação experimental descrita no trabalho.

6.1 Objeto de Fase Fraco

Para demonstrar a viabilidade da utilização da estação experimental para tirar radiografias de objetos de fase fraca (muito pouco absorventes). Para isso foi escolhido uma amostra que consistia em várias folhas de Kapton. A imagem 6.1 mostra o mesmo resultado após os tratamentos descritos na seção 5.3. Para que fosse obtido algum contraste foram tiradas 200 exposições da mesma imagem e 20 exposições das imagens de feixe branco e ruído.

Para verificar a presença de contraste de fase foram alinhados algumas das bordas com a vertical e feito uma ampliação que pode ser visto nos gráficos das figuras 6.2 e 6.3. Apesar da diferença de contraste entre o preenchimento das interfaces ser baixo. As bordas foram realçadas demonstrando a presença do efeito de contraste de fase por propagação.

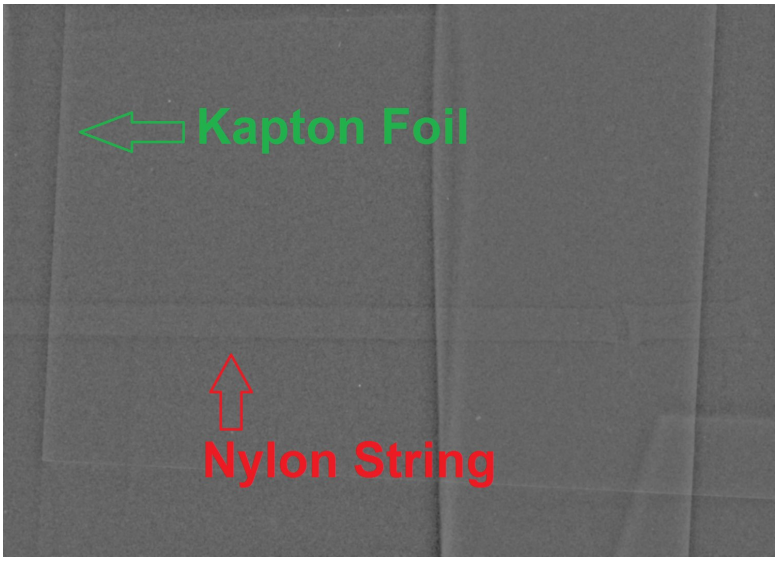

Figura 6.1: Amostra de Kapton antes do tratamento

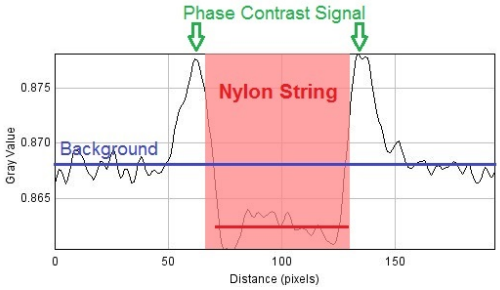

Figura 6.2: Gráfico de contraste do nylon na figura 6.1

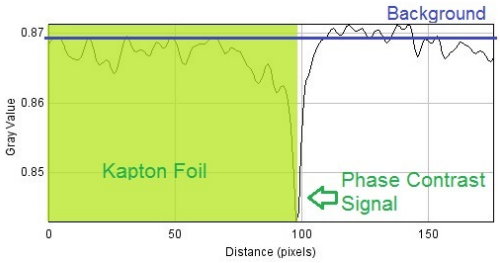

Figura 6.3: Gráfico de contraste do kapton na figura 6.1

6.2 Aplicação na Medicina

A aplicação de radiografias e tomografias na área médica também foi verificada. A imagem 6.4 mostra uma das 721 radiografias tiradas da cabeça do fêmur de um coelho. As imagens foram obtidas utilizando o detector de 2048x2000 pixels para se obter um campo de visão grande

mesmo a uma longa distância. A amostra estava a $15cm$ da fonte, enquanto o detector estava a $120cm$. Essas distâncias deram ao experimento um tamanho de pixel de aproximadamente $7\mu m$. A figura 6.5 mostra uma vista de corte sagital obtida após a reconstrução tomográfica do osso. No entanto, apesar de poder ser observado um bom contraste e resolução na imagem reconstruída, a definição ainda ficou muito difusa devido ao pré tratamento nas imagens e problemas de alinhamento do experimento.

Figura 6.4: Imagem por contraste de fase de um Fêmur de Coelho obtida no LCARX - IFGW

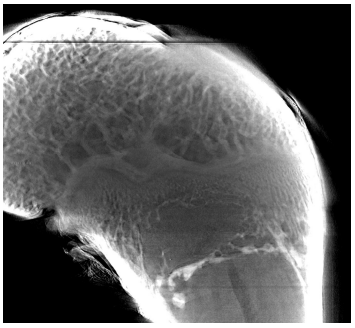

Figura 6.5: Reconstrução Tomográfica por contraste de fase de um Fêmur de Coelho obtida no LCARX - IFGW

6.3 Aplicação em Entomologia

Outro exemplo para demonstrar as capacidades da estação experimental é a visualização tridimensional de insetos. O experimento foi feito com uma voltagem de $40kV$ e amperagem de $200\mu A$, as distâncias objeto-fonte e objeto-detector eram de $34cm$ e $195cm$. Foi usado o detector Rad-Icon HR resultando em um pixel aparente de $3,9\mu m$ na amostra. Para a reconstrução tomográfica foram tiradas 720 imagens com uma diferença angular de $0,5^{o}$.

A figura 6.6 é uma das 720 radiografias utilizadas para reconstruir tridimensionalmente o inseto. A figura 6.7 mostra uma renderização sólida do inseto, enquanto a figura 6.8 mostra a mesma reconstrução com uma renderização translúcida (seção 5.5.1).

Para mostrar a capacidade das imagens obtidas com contraste de fase foi feito um conjunto de radiografias em alta resolução de uma formiga. Devido ao tamanho do objeto estudado foi necessário alinhar com muita precisão o centro do detector ao centro de rotação. As distâncias deram origem a um pixel de aproximadamente $13\mu m$ na reconstrução final. Para aumentar

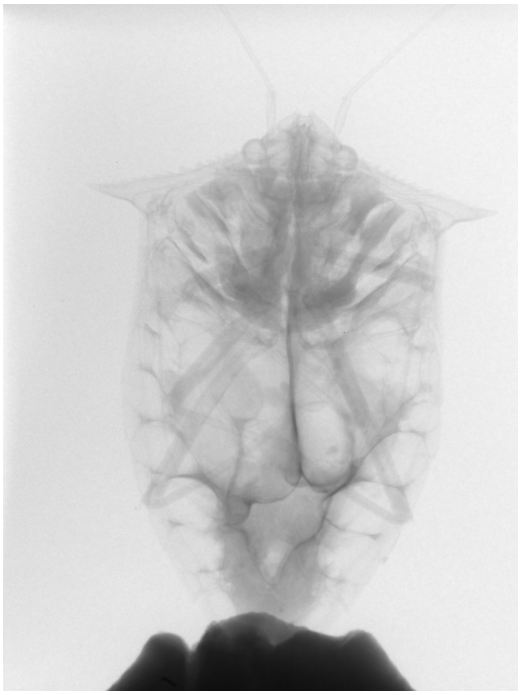

Figura 6.6: Radiografia uma ´Maria-Fedida´(*Nezara viridula*) Mostrando claramente a presença de contraste de fase.

Figura 6.7: Renderização sólida da reconstrução de uma ´Maria-Fedida´(*Nezara viridula*)

o contraste entre as estruturas da formiga, foi utilizada uma energia máxima de $40KeV$. As figuras 6.9 e 6.10 mostras a renderização translúcida da tomografias, evidenciando a presença

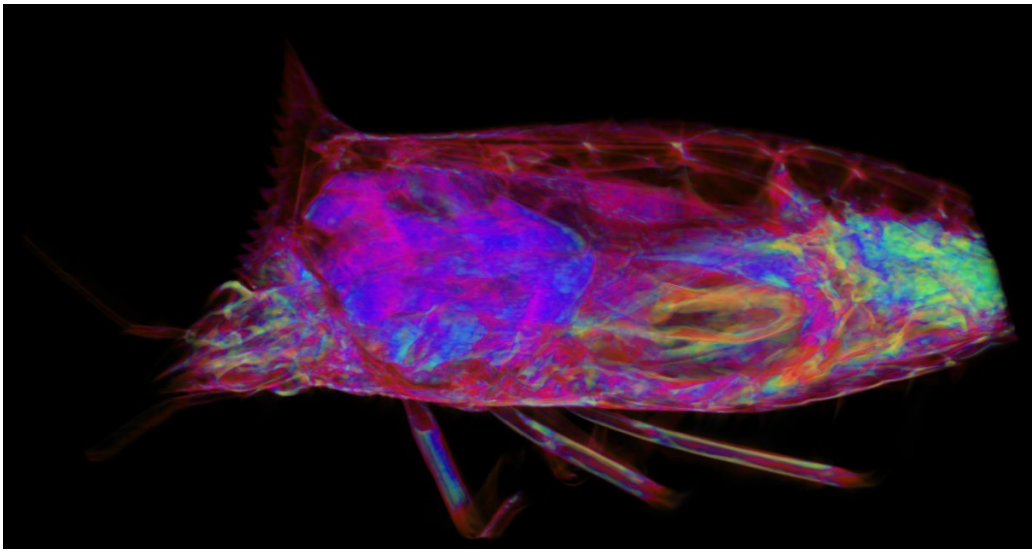

Figura 6.8: Visualização das estruturas internas de uma ´Maria-Fedida´(*Nezara viridula*)

das estruturas respiratória e excretora.

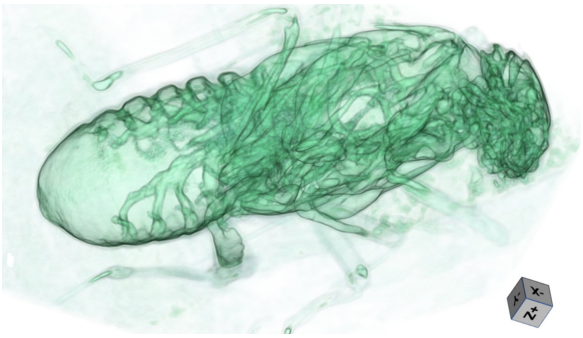

Figura 6.9: Renderização da reconstrução tomográfica de uma formiga, mostrando o sistema respiratório.

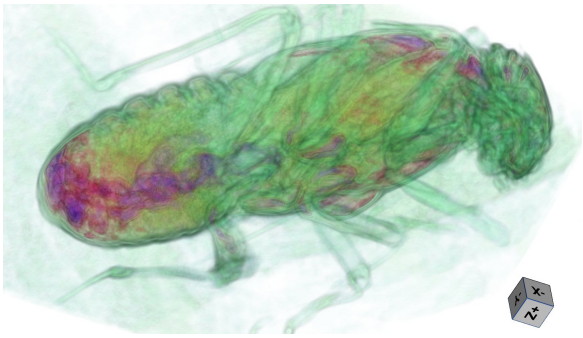

Figura 6.10: Renderização da reconstrução tomográfica de uma formiga, mostrando o sistema excretor.

6.4 Aplicação em Paleontologia

Uma das aplicações em tomografias por raios-X é a análise não destrutiva de objetos. Isso se torna evidente quando não se pode danificar a amostra devido a sua complexidade ou valor histórico e monetário. No estudo da paleontologia, podemos obter informação sobre a morfologia de objetos como a radiografia de um inseto preso em âmbar na figura 6.11 e visualizar a reconstrução tomográfica na figura 6.12.

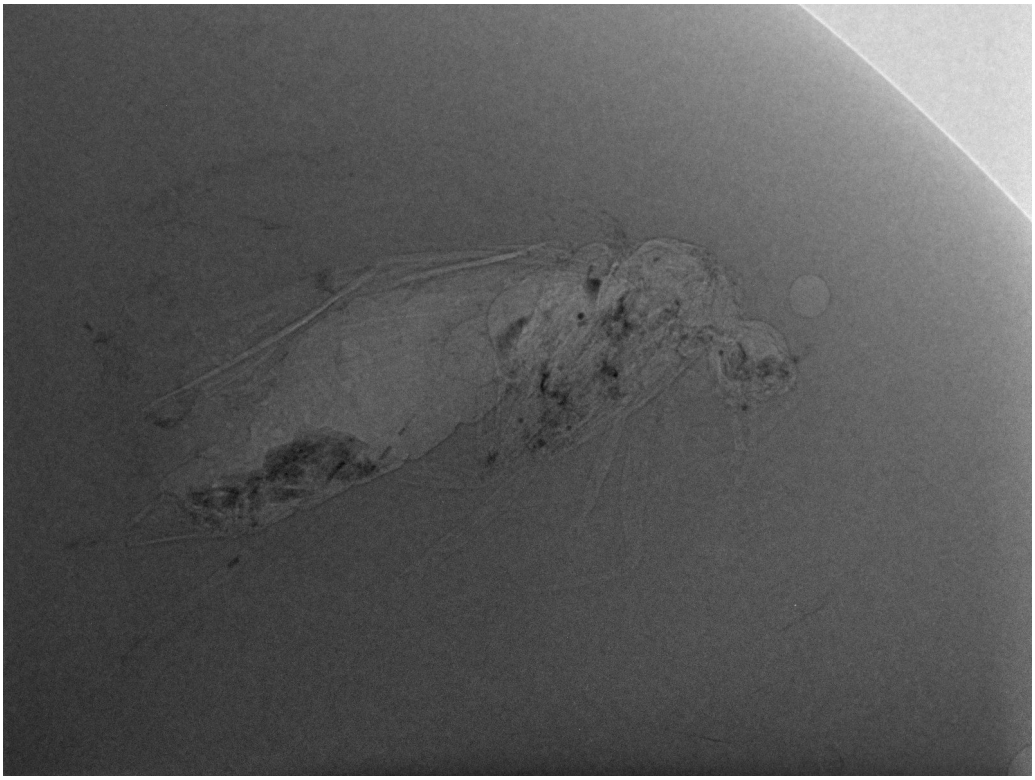

Figura 6.11: Radiografia de um inseto preso no Âmbar (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP)

Muitas vezes, quando se estuda objetos fossilizados, não é possível identificar do que eles se tratam. As imagens 6.13 e 6.14 mostram a reconstrução sólida e translúcida de uma semente que tinha-se dúvida se era uma semente ou um dente de dinossauro.

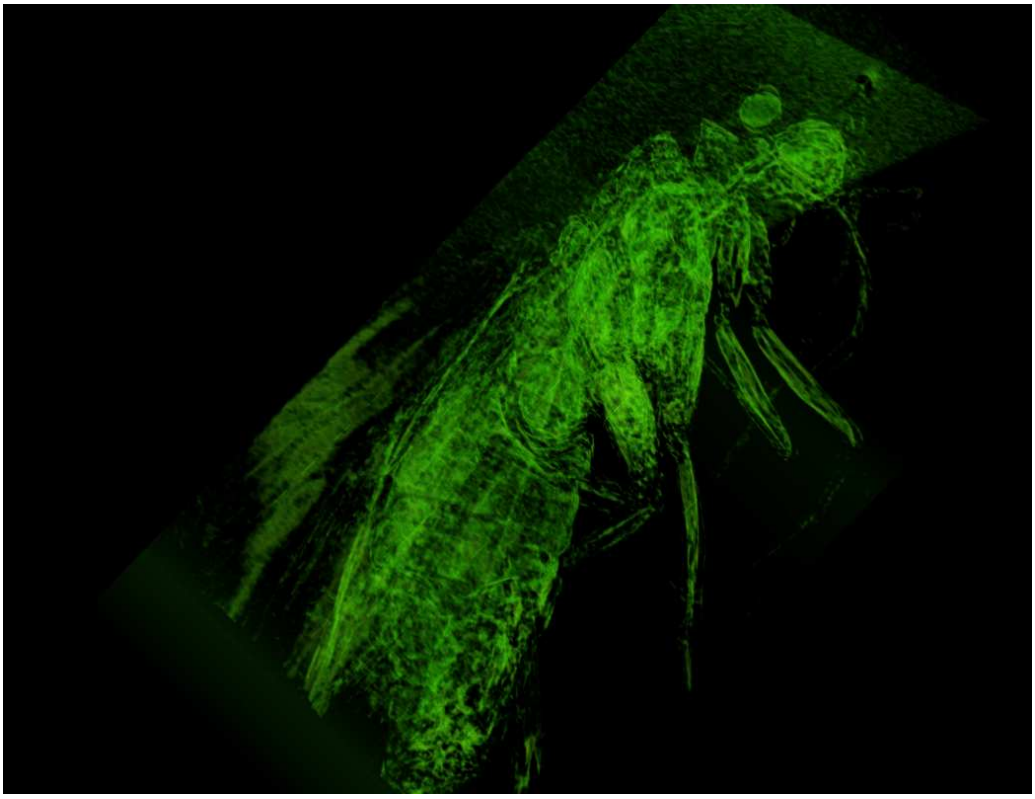

Figura 6.12: Tomografia de um inseto preso no Âmbar (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP)

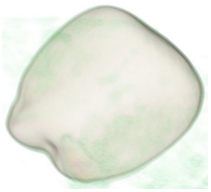

Figura 6.13: Tomografia de uma semente. (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP)

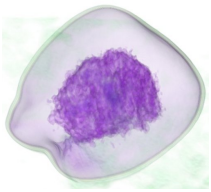

Figura 6.14: Tomografia de uma semente. (Cedido pela Prof. Dr. Fresia Ricardi-Branco do IG-UNICAMP)

6.5 Análise de Assíduos Agrícolas

Outra aplicação das imagens de raios-X é o estudo e quantificação da qualidade de produtos agrícolas, como sementes, frutas, nozes, grãos, etc. As figuras 6.15 e 6.16 mostram duas visualizações diferentes da reconstrução de uma amora. Comparando as duas figuras pode-se obter informação sobre a presença de parasitas e outras pragas (apesar de esse não ser o caso

da amora mostrada).

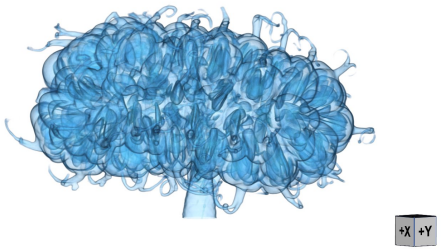

Figura 6.15: Reconstrução Tomográfica de uma Amora.

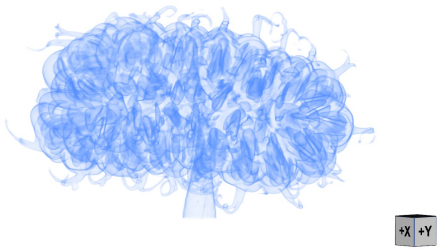

Figura 6.16: Reconstrução tomográfica de uma amora.

6.6 Análise de Componentes Eletrônicos e Microeletrônicos

É possível a aplicação das imagens de raios-X na análise de componentes eletrônicos. A figura 6.17 mostra a parte interna de um capacitor de estado sólido e a figura 6.18 mostra a parte metálica de um circuito impresso. Pode-se verificar a presença de soldas frias e outros problemas.

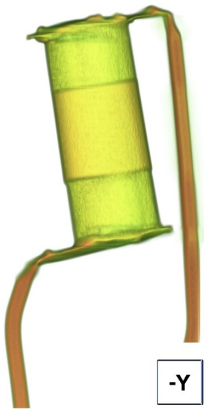

Figura 6.17: Reconstrução tridimensional de um capacitor comum.

Figura 6.18: Reconstrução tomográfica de um circuito integrado

7

Conclusões

O trabalho mostrou que é possível se obter radiografias e tomografias com contraste de fase utilizando um experimento de bancada convencional. Para isso foram introduzidas as características que definem a qualidade de uma imagem de raios-X e como o arranjo experimental afeta essas características. Foi feita uma revisão sobre a interação dos raios-X com a matéria e a formação de imagens de raio-X com fontes convencionais. Foram introduzidas as características de coerência de uma onda e revisada a formação de imagens coerentes que dão origem ao método de contraste de fase por propagação que é o tema do trabalho.

Foi descrita a montagem e integração de um experimento para se obter tomografias com contraste de fase por propagação. Foram introduzidos os equipamentos utilizados e os conceitos de automação e controle envolvidos para a integração dos equipamentos. Também foi descrito como integrar um detector de área comercial Rad-Icon com o software de controle EPICS, essa parte do projeto foi feita em colaboração com outros laboratórios internacionais.

Para o desenvolvimento deste projeto foi necessária a redapá dos procedimentos de instalão do software EPICS e procedimentos operacionais paa controle de seus principais módulos.

Para demonstrar as capacidades do experimento de tomografia foram mostrados resultados de phantoms e aplicações na área médica, paleontologia, alimentícia, ciência dos materias e microeletrônica.

Para a continuidade do desenvolvimento deste projeto está prevista a construção de uma nova estação experimental que vai consistir de uma mesa ótica, trilhos e todas as translações e

rotações completamente automatizadas e integradas ao sistema de controle EPICS.

Referências Bibliográficas

[1] D. Gao A. Pogany and S. W. Wilkins. Contrast and resolution in imaging with a microfocus x-ray source. *Review of Scientific Instruments*, 68(7):69 – 72, 1997.

[2] ADU. Photometrics. `http://www.photometrics.com/resources/learningzone/gain.php`.

[3] J. Als-Nielsen and Des McMorrow. *Elements of modern X-ray physics*, volume 1. Wiley Chichester:, 2001.

[4] Argonne national laboratory - advanced photon source. `http://www.aps.anl.gov`.

[5] beer. Bestimmung der absorption des rothen lichts in farbigen flüssigkeiten. *Annalen der Physik und Chemie*, 86:78–88, 1852.

[6] M. Born, E. Wolf, and A.B. Bhatia. *Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light*. Cambridge Univ Pr, 1999.

[7] T. Cobb. Integrating gigabit ethernet cameras into epics at diamond light source. *Proceedings of ICALEPCS2011*, 2011.

[8] The center for x-ray optics. `http://henke.lbl.gov/optical_constants/`.

[9] Zhang Di, Li Zheng, Huang Zhi-Feng, Yu Ai-Min, and Sha Wei. In-line phase contrast for weakly absorbing materials with a microfocus x-ray source. *Chinese Physics*, 15(8):1731, 2006.

[10] Diamond light source. `http://www.diamond.ac.uk/`.

[11] European synchrotron radiation facility. `http://www.esrf.eu`.

[12] D. Van Dyke et al. A new approach to object wavefunction reconstruction in electron microscopy. *Optik*, 77(125):103–107, 1987.

[13] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1(6):612–619, 1984.

[14] J.W. Goodman. *Statistical optics*, volume 1. 1985.

[15] David J. Griffiths. *Introduction to Electrodynamics*. Prentice Hall, 3rd edition, 1998.

[16] Hamamatsu photonics. `http://www.hamamatsu.com/`.

[17] Laboratorio de cristalografia aplicada e raios-x - ifgw - unicamp. `http://www.ifi.unicamp.br/`.

[18] J.H. Lambert. Photometria sive de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae. *Eberhardt Klett*, page 391, 1760.

[19] Linac coherent light source - slac national acellerator laboratory. `https://portal.slac.stanford.edu/sites/lcls_public/Pages/Default.aspx`.

[20] Jonathan Leeuwenburgh, Bridgette Cooper, Vitali Averbukh, Jonathan P. Marangos, and Misha Ivanov. High-order harmonic generation spectroscopy of correlation-driven electron hole dynamics. *Phys. Rev. Lett.*, 111:123002, Sep 2013.

[21] Laboratorio nacional de luz sincrotron (lnls). `http://www.lnls.br`.

[22] D. Ludwig. The radon transform on euclidean space. *Comm. Pure Appl. Math.*, 19(12):4981, 1966.

[23] C. W. McCutchen. Generalized source and the van cittert—zernike theorem: A study of the spatial coherence required for interferometry. *J. Opt. Soc. Am.*, 56(6):727–732, 1966.

[24] Collaboration for nondestructive testing. `http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/cc_rad_index.htm`.

[25] Xiaochuan Pan, Emil Y Sidky, and Michael Vannier. Why do commercial ct scanners still employ traditional, filtered back-projection for image reconstruction? *Inverse Problems*, 25(12):123009, 2009.

[26] Dalsa - rad-icon imaging. `http://www.rad-icon.com/`.

[27] W. C. Röntgen. Über eine neue art von strahlen. *Der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft zu Würzburg Jahrgang*, 1895.

[28] Sacla - spring-8 angstrom compact free electron laser. `http://xfel.riken.jp/eng/index.html`.

[29] L. A. Shepp and J. B. Kruskal. Computerized tomography: The new medical X-ray technology. *Amer. Math. Monthly*, 85:420–439, 1978.

[30] Michael Reed Teague. Deterministic phase retrieval: a green's function solution. *J. Opt. Soc. Am.*, 73(11):1434–1441, 1983.

[31] A. C. Thompson and D. Vaughan, editors. *X-ray Data Booklet*. Lawrence Berkeley National Laboratory, University of California, second edition, 2001.

[32] P.H. van Cittert. Die wahrscheinliche schwingungsverteilung in einer von einer lichtquelle direkt oder mittels einer linse beleuchteten ebene. *Physica*, 1:201–210, 1934.

[33] F. Veen and F. Pfeiffer. Coherent x-ray scattering. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 16:5003, 2004.

[34] European x-ray free electron laser. `http://www.xfel.eu/`.

[35] F. Zernike. The concept of degree of coherence and its application to optical problems. *Physica*, 5:785–795, 1938.