UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

LARISSA MOURA GONÇALVES

Estudos Patológicos por Microtomografia de Raios X

Rio de Janeiro
2025

LARISSA MOURA GONÇALVES

Estudos Patológicos por Microtomografia de Raios X

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes
Co-orientador: Olga Maria Oliveira de Araújo

Rio de Janeiro
2025

CIP - Catalogação na Publicação

G635e

Gonçalves, Larissa Moura
Estudos Patológicos por Microtomografia de Raios X / Larissa Moura Gonçalves. -- Rio de Janeiro, 2025.
63 f.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes.
Coorientadora: Olga Maria Oliveira de Araujo.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física, Bacharel em Física Médica, 2025.

1. Microtomografia. 2. Raios X. 3. Radiação. 4. MicroCT. I. Lopes, Ricardo Tadeu, orient. II. Araujo, Olga Maria Oliveira de, coorient. III. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

LARISSA MOURA GONÇALVES

Estudos Patológicos por Microtomografia de Raios X

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em 09 de maio de 2025

BANCA EXAMINADORA:

Ricardo Tadeu Lopes

Prof. Ricardo Tadeu Lopes
COPPE/UFRJ

Prof. Bruno Mota
IF/UFRJ

Prof. Átila de Paiva Teles
IFPR

À minha família e amigos, que colapsaram minhas incertezas com afeto e me mostraram que, mesmo na maior probabilidade de desistir, havia amor.

Nada na vida deve ser temido,
apenas compreendido.
Agora é hora de compreender mais,
para temer menos. **Marie Curie**

RESUMO

Este trabalho investiga a aplicação da microtomografia de raios X (microCT) na análise de amostras biológicas, especificamente órgãos como o útero e o apêndice, com ênfase em suas microestruturas. Utilizando a tecnologia microCT de alta resolução, foi possível capturar detalhes internos dessas amostras ex-vivo, permitindo a visualização precisa de suas composições teciduais. As imagens obtidas foram submetidas a processos avançados de segmentação e análise de volume, revelando características específicas, como a presença de miomas em amostras de útero e sinais inflamatórios no apêndice. A metodologia incluiu a preparação das amostras com soluções de contraste radiodenso, a fim de maximizar a absorção de raios X e aumentar o contraste nas imagens finais. O software Phoenix Datos|x foi empregado para reconstrução de imagem, enquanto o Dragonfly permitiu a visualização tridimensional e a delimitação de regiões de interesse (ROIs) específicas. A análise revelou uma ampliação significativa dos vasos sanguíneos em apêndices inflamados e variações no volume e superfície dos miomas. Com esses resultados, o estudo destaca a eficácia da microCT como ferramenta de análise patológica, fornecendo uma base para futuras pesquisas biomédicas e aprimoramento de técnicas diagnósticas.

Palavras-chave: Microtomografia. Radiação. Raios X. MicroCT.

ABSTRACT

This study investigates the application of X-ray microtomography (microCT) in analyzing biological samples, specifically organs such as the uterus and appendix, with a focus on their microstructures. Utilizing high-resolution microCT technology, it was possible to capture internal details of these ex-vivo samples, enabling precise visualization of their tissue compositions. The obtained images underwent advanced segmentation and volume analysis processes, revealing specific characteristics such as the presence of fibroids in uterine samples and inflammatory signs in the appendix. The methodology included sample preparation with radiodense contrast solutions to maximize X-ray absorption and enhance contrast in the final images. The Phoenix Datos|x software was used for image reconstruction, while Dragonfly allowed three-dimensional visualization and the delineation of specific regions of interest (ROIs). The analysis revealed significant blood vessel enlargement in inflamed appendices and variations in the volume and surface of fibroids. With these results, the study highlights the effectiveness of microCT as a tool for pathological analysis, providing a foundation for future biomedical research and advancements in diagnostic techniques.

Keywords: Microtomography. Radiation. X rays. MicroCT.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Processo de bremsstrahlung responsável pela produção do espectro contínuo de raios X.
Retirada de (EISBERG; RESNICK, 1979). 22

Figura 2 – O espectro contínuo de raios X que é emitido de um alvo de tungstênio, para quatro diferentes valores de eV, a energia dos elétrons incidentes.
Retirada de (EISBERG; RESNICK, 1979). 22

Figura 3 – Geração de raio X característico: (1) O elétron incidente interage com o elétron da camada K do átomo. (2) O elétron da camada K é removido, deixando uma vacância na camada K. (3) Um elétron da camada L preenche a vacância da camada K. (4) Emissão de um fóton de raio X característico.
Retirada de (BUSHBERG et al., 2020). 23

Figura 4 – Espectro de raios X emitidos por um tubo com alvo de Mo e por outro de W, quando eléttrons são acelerados por uma diferença de potencial de $35kV$.
Retirada de (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). 24

Figura 5 – Gráfico das formas de interação da radiação eletromagnética com a matéria em função de sua energia e número atômico do material.
Retirada de (KNOLL, 2000). 25

Figura 6 – A figura (A) representa o espalhamento Compton e a figura (B) representa os momentos das partículas após o espalhamento.
Retirada de (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). 25

Figura 7 – Cinemática do efeito fotoelétrico.
Retirada de (ATTIX, 1986). 27

Figura 8 – Produção de pares no campo da força de Coulomb de um núcleo atômico. Um fóton incidente de energia quântica $h\nu$ desaparece, dando origem a um par de partículas positrão-elétron. O átomo participa da conservação do momento, mas recebe uma energia cinética $T_a \approx 0$ desprezível.
Retirada de (ATTIX, 1986). 28

Figura 9 – Representação de feixes monoenergéticos atravessando uma amostra, e percorrendo diferentes coeficientes de atenuação de um material heterogêneo. A amostra pode ser subdividida em N segmentos, de forma que cada um pode ser considerado homogêneo.
Retirada de (TELES, 2016). 31

Figura 10 – Esquema ilustrativo de um tubo de raios-X. Elétrons são emitidos termicamente do cátodo aquecido e acelerados em direção ao ânodo (alvo) por uma diferença de potencial, de modo que raios-X são emitidos do alvo quando os elétrons são freados ao atingi-lo (alvo).
Adaptada de (EISBERG; RESNICK, 1979). 32
Figura 11 – À esquerda: composição de um detector digital de raios X *flatpanel*. À direita: ilustração esquemática da cadeia de conversão de sinal dentro do detector
Adaptada de (BUZUG, 2008). 34
Figura 12 – Esquema de um equipamento de microtomografia. A amostra é posicionada em um suporte rotativo, entre o emissor de raios X e o detector de cintilação. O detector, acoplado a um dispositivo CCD, converte a luz visível em sinal digital. O sistema de controle ajusta a emissão dos raios X e a rotação da amostra, permitindo a captura de múltiplas projeções em diferentes ângulos.
Adaptada de (HOLDSWORTH; THORNTON, 2002). 36
Figura 13 – Sistemas de escaneamento microtomográfico. A: Estrutura rotativa. A amostra é posicionada no centro do equipamento e permanece imóvel, enquanto o emissor de radiação e o receptor de raios X giram em torno da amostra. B: Amostra rotativa. A amostra é fixada em um suporte que gira em 180º a 360º, enquanto o emissor e o receptor de raio X permanecem fixos.
Adaptada de (SCHAMBACH et al., 2010). 37
Figura 14 – Ilustração esquemática do processo de aquisição e reconstrução de imagens tridimensionais em sistemas TC ou microCT. Uma sequência de projeções bidimensionais é capturada e, por meio de algoritmos matemáticos, essas projeções são reconstruídas, resultando em um mapa tridimensional que representa diferentes níveis de absorção dos raios X.
Adaptada de (LANDIS; KEANE, 2010) 38
Figura 15 – Sistema de microCT Phoenix V|tomex|m. 48
Figura 16 – Interface do programa Datos|x na reconstrução do colo de útero. 51
Figura 17 – Interface do programa Dragonfly|x na visualização e análise do colo de útero. 52
Figura 18 – Interface do programa *Dragonfly* para desenho das regiões de interesse do colo de útero. 52
Figura 19 – Regiões de interesse (ROI) em imagens bidimensionais (Fig. 19A) e aplicadas na reconstrução 3D (Fig. 19B), com volumes tridimensionais e codificação de cores correspondentes à espessura (Fig. 19C). 53

Figura 20 – Reconstrução 3D: Apêndice inflamado (A), Vasos sanguíneos dilatados e congestionados (A.1), Apêndice saudável (B) e Vasos sanguíneos saudáveis (B.1). 55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros de aquisição das amostras 50
Tabela 2 – Valores de superfície, volume, diâmetro mínimo e diâmetro máximo para cada mioma. 54
Tabela 3 – Valores de superfície, volume, diâmetro mínimo e diâmetro máximo para cada região de interesse no apêndice. 55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Três dimensões
ROI	*Region of Interest*
TC	Tomografia Computadorizada.
CT	Computed Tomography (Tomografia Computadorizada, em inglês).
kV	Quilovolt, unidade de medida de diferença de potencial elétrico.
CCD	Charge-Coupled Device (Dispositivo Acoplado por Carga).

LISTA DE SÍMBOLOS

n	n-ésima secção
$n-1$	$n-1$-ésima secção
I_0	Intensidade do feixe incidente de raios X.
I	Intensidade do feixe transmitido após atravessar o material.
$\mu(x,y)$	Coeficiente de atenuação linear do material em função das coordenadas espaciais.
$P(\theta,t)$	Projeção radiográfica da amostra em função do ângulo θ e da posição radial t.
e	Carga do elétron.
λ	Comprimento de onda da radiação eletromagnética.
ν	Frequência da radiação eletromagnética.
h	Constante de Planck.
c	Velocidade da luz no vácuo.
dl	Incremento infinitesimal do comprimento ao longo da trajetória do feixe.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO . . . 15
1.0.1 De Roentgen à Resolução Micrométrica . . . 16
1.1 OBJETIVOS . . . 18
1.1.1 Objetivo Específico . . . 18
1.2 RELEVÂNCIA, JUSTIFICATIVA E CONTRIBUIÇÕES DO ESTUDO 19

2 REFERENCIAL TEÓRICO . . . 20
2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X . . . 20
2.1.1 Radiação de freamento . . . 20
2.1.2 Raios X característicos . . . 23
2.2 INTERAÇÃO DOS RAIOS X COM A MATÉRIA . . . 24
2.2.1 Efeito Compton . . . 25
2.2.2 Efeito Fotoelétrico . . . 27
2.2.3 Produção de Pares . . . 28
2.3 PRINCÍPIOS FÍSICOS E MATEMÁTICOS DA TOMOGRAFIA . . . 29
2.3.1 Tubo de raios X . . . 32
2.3.2 Detectores . . . 33
2.3.3 Princípios de funcionamento da microCT . . . 34
2.3.4 Imagem digital . . . 38
2.4 QUALIDADE DE IMAGEM EM MICROCT: FATORES DE DESEMPENHO E PRECISÃO . . . 39
2.4.1 Ponto focal . . . 39
2.4.2 Tamanho de pixel efetivo . . . 40
2.4.3 Magnificação . . . 40
2.4.4 Resolução em densidade . . . 41
2.5 PROCESSAMENTO DA IMAGEM DIGITAL . . . 42
2.5.1 Segmentação de imagem . . . 42
2.5.2 Limiarização . . . 43
2.5.3 Método de segmentação Global Simples . . . 43
2.5.4 Método de segmentação Otsu . . . 44
2.6 APLICAÇÃO DA MICROCT EM AMOSTRAS BIOLÓGICAS . . . 44
2.6.1 Desafios e soluções na visualização de tecidos Moles . . . 45
2.6.2 Aplicações da microCT em diversas áreas biológicas . . . 45
2.6.3 Vantagens e limitações da microCT em amostras biológicas . . . 46
2.6.4 O colo de útero . . . 46

2.6.5 O apêndice **46**

3 MATERIAIS E MÉTODOS **48**
3.1 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS **48**
3.2 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS **48**
3.2.1 Conservação inicial e contraste radiodenso **48**
3.2.2 Estabilização e preparo para aquisição **49**
3.3 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS **49**
3.4 RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS **50**
3.4.0.1 Detalhes do Phoenix Datos|x Reconstruction **50**
3.5 VISUALIZAÇÃO E ANÁLISE DAS IMAGENS **51**
3.5.1 Aplicação nas amostras **52**

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO **53**
4.1 RESULTADOS PARA O ÚTERO **53**
4.2 RESULTADOS PARA O APÊNDICE **54**
4.3 DISCUSSÃO **56**

5 CONCLUSÃO **57**

REFERÊNCIAS **58**

1 INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X, realizada em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, marcou o início de uma nova era na medicina, permitindo que o corpo humano fosse visualizado internamente de maneira não invasiva. Essa descoberta revolucionou não apenas a medicina diagnóstica, mas também abriu caminho para o desenvolvimento de diversas técnicas de imagem, como a radiografia, fluoroscopia, angiografia, mamografia e tomografia computadorizada (TC). Cada uma dessas técnicas tem desempenhado um papel crucial no diagnóstico e no tratamento de doenças, tornando-se ferramentas indispensáveis na prática médica moderna.

Dentre essas técnicas, a tomografia computadorizada destacou-se ao permitir a criação de imagens tridimensionais do corpo humano, facilitando a visualização detalhada de órgãos, ossos e tecidos moles. A partir desse princípio, a microtomografia computadorizada (microCT) emergiu como uma evolução da TC convencional (LANDIS; KEANE, 2010), oferecendo uma resolução significativamente maior e sendo especialmente adequada para o estudo de amostras menores. Essa técnica avançada permite a reconstrução tridimensional por meio da união digital de centenas de seções transversais, proporcionando uma visão detalhada das microestruturas do material avaliado.

A microCT, também conhecida como microtomografia de alta resolução, não se limita ao campo médico. Embora tenha surgido inicialmente como uma ferramenta diagnóstica na medicina, ela rapidamente encontrou aplicações em diversas outras disciplinas científicas. Na ciência dos materiais, por exemplo, a microCT permite a análise da microestrutura de compósitos, metais e outros materiais, sendo utilizada para detectar falhas internas e estudar sua composição em detalhes. Em áreas como a arqueologia, a técnica possibilita a investigação de artefatos sem a necessidade de destruição das peças, preservando-as para futuras análises.

Na biologia e na medicina, a microCT desempenha um papel essencial, especialmente no estudo de tecidos biológicos e estruturas anatômicas complexas. A técnica é amplamente empregada em pesquisas que envolvem engenharia de tecidos, permitindo a visualização de andaimes celulares e o crescimento de tecidos em três dimensões (BOERCKEL et al., 2014). Além disso, tem sido uma ferramenta fundamental em áreas como a ortopedia, onde auxilia na análise de densidade óssea e na avaliação de fraturas, além de contribuir significativamente para o desenvolvimento de biomateriais.

Comparada a métodos tradicionais, como a microscopia óptica, a microCT oferece uma vantagem crucial: a preservação da integridade das amostras. Em técnicas de microscopia convencional, o preparo das amostras muitas vezes envolve cortes finos com micrótomos, o que pode causar danos ou distorções nas estruturas. A microCT, por outro lado, permite a visualização interna das amostras sem qualquer intervenção física, garantindo que as

características anatômicas e químicas permaneçam intactas. Essa abordagem não destrutiva é de grande valor, pois possibilita a realização de estudos subsequentes com outras técnicas, assegurando maior precisão e reprodutibilidade nos resultados (BOERCKEL et al., 2014).

O presente trabalho tem como objetivo principal explorar o uso da microCT para a obtenção de imagens de alta resolução de amostras biológicas, especificamente de útero e apêndice (ex-vivo). Ao aplicar essa técnica avançada, busca-se revelar as microestruturas desses órgãos, detalhando seus tecidos constituintes e contribuindo para um melhor entendimento de suas características anatômicas e patológicas. Dessa forma, espera-se que os resultados obtidos possam ser úteis para futuras pesquisas biomédicas e para o aprimoramento de técnicas de diagnóstico.

Adicionalmente, o trabalho visa ressaltar a importância da microtomografia como uma técnica moderna, eficiente e não invasiva, com potencial de aplicação em diversas áreas da ciência. Seja na biologia, na medicina, ou em outras disciplinas, a microCT se apresenta como uma ferramenta poderosa para a análise detalhada de materiais e amostras biológicas, destacando-se como uma inovação tecnológica de grande relevância para o avanço científico e médico.

1.0.1 De Roentgen à Resolução Micrométrica

A descoberta dos raios X em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen marcou o início de uma nova era tanto na ciência quanto na medicina. Os raios X, uma forma de radiação eletromagnética, possuem a capacidade de atravessar muitos materiais que são opacos à luz visível, permitindo a visualização das estruturas internas dos objetos. Esse avanço revolucionário possibilitou o desenvolvimento de diversas técnicas de imagem médica, contribuindo significativamente para o diagnóstico e tratamento de inúmeras doenças.

Enquanto conduzia seus experimentos com tubos de raios catódicos, Roentgen fez uma observação inesperada: uma fluorescência surgiu em uma placa coberta com tetracioanoplatinato de bário ($Ba[Pt(CN)_4]$), um material fosforescente. Esse fenômeno, que não podia ser explicado pelas teorias conhecidas da época, levou à descoberta de uma nova forma de radiação (RöNTGEN, 1896).

Roentgen descreveu algumas das propriedades da radiação que acabara de descobrir:

> "Ela produzia luminescência em certos materiais fluorescentes, sensibilizava chapas fotográficas, mas em si era invisível ao olho humano, não parecia sofrer refração, nem reflexão, nem polarização. Não se tratava de luz (por ser invisível e atravessar grandes espessuras de madeira ou papel), não era igual aos raios catódicos (não sofria desvio com ímãs e tinha poder de penetração muito superior), nem aos raios ultravioleta ou infravermelho (pelo seu poder de penetração)"(RöNTGEN, 1896).

Com base nessas observações, Roentgen chegou à conclusão de que se tratava de um novo tipo de raio invisível, com poder de penetração ainda desconhecido, capaz de atravessar materiais opacos à luz e a outras radiações conhecidas (raios catódicos, raios ultravioleta e infravermelho) (RöNTGEN, 1896).

Esse fenômeno despertou tanto o interesse de Roentgen que ele passou a estudar intensamente as propriedades e características dessa nova radiação. Ao expor diferentes materiais, de variadas densidades, e utilizando um detector fluorescente, ele fez uma importante descoberta: ao segurar um disco de chumbo com a mão, na tentativa de verificar o poder de penetração dos raios X através do metal, Roentgen observou algo inesperado. Além da sombra do disco, apareceu também a imagem dos ossos de sua própria mão. Com isso, estava descoberta a radiografia.

No ano de 1912 a natureza dos raios X foi descoberta pelo físico alemão Max von Laue (1879-1960), o qual estabeleceu os raios X como sendo uma onda eletromagnética de comprimento de onda menor que o da luz visível. Ele publicou um artigo que concebia a ideia de usar um cristal, como rede de difração em experimentos de difração de raios X, e recebeu o Prêmio Nobel de Física em 1914. Somente em 1920 ficou estabelecido quanto à natureza da luz, com a teoria da dualidade onda-partícula. Os raios X mostraram caráter dual, e ficou estabelecido o nome de fóton, a partícula associada à onda eletromagnética (SAITOVICH, 1995).

Décadas após a descoberta dos raios X, a próxima grande inovação na área da imagem médica foi a invenção da tomografia computadorizada (TC). Em 1972, Sir Godfrey Hounsfield e Allan Cormack desenvolveram o primeiro aparelho de TC, uma tecnologia que combinava raios X com computadores para criar imagens seccionais detalhadas do corpo humano (CORMACK, 1963). A TC permitiu a visualização das estruturas internas em três dimensões, revolucionando a medicina diagnóstica ao fornecer detalhes superiores aos das radiografias convencionais. Essa técnica opera pela emissão de um feixe colimado de raios X que atravessa o corpo do paciente, interagindo com diferentes densidades e composições dos tecidos, permitindo a criação de imagens de alta precisão.

Esses raios X são atenuados conforme atravessam o corpo, resultando em uma variação na intensidade do feixe emergente, que é capturada por detectores de raios X altamente sensíveis localizados no lado oposto ao paciente. À medida que o feixe de raios X gira em torno do paciente em um arco completo de 360 graus, múltiplas projeções são adquiridas em diferentes ângulos. Esses dados são, então, processados por algoritmos computacionais avançados para reconstruir imagens seccionais bidimensionais do corpo. A junção dessas imagens bidimensionais permite a geração de uma imagem tridimensional detalhada da área examinada. Esse método de reconstrução tomográfica facilita uma avaliação mais precisa e detalhada das estruturas internas, aprimorando significativamente a capacidade de diagnóstico para uma ampla gama de condições médicas.

Apesar de a técnica de tomografia computadorizada ter se concentrado inicialmente na área da medicina, principalmente na imagiologia diagnóstica, no final da década de 1970 ela começou a ser aplicada em ambientes industriais, demonstrando grande potencial para outras áreas (NABEL; HEIDT; STADE, 1986). A utilização da tomografia computadorizada em segmentos como a engenharia de materiais passou a demandar a construção de imagens de alta resolução em escalas micrométricas. Isso impulsionou pesquisadores a se dedicarem à ampliação e ao aprimoramento dos tomógrafos, permitindo a construção de imagens tridimensionais em proporções microestruturais (STOCK, 1999).

Em 1980, o físico Lee Feldkamp desenvolveu o primeiro microtomógrafo destinado à avaliação de defeitos em estruturas de materiais automotivos (BOERCKEL et al., 2014).

A microtomografia por transmissão de raios X baseia-se nos mesmos princípios da tomografia computadorizada (CT), porém oferece uma resolução significativamente maior, na ordem de micrômetros, além de garantir boa estabilidade na energia máxima do tubo de raios X. O diferencial dessa técnica está no tamanho focal do tubo de raios X, que varia de 100 a 0,1 micrômetros (NABEL; HEIDT; STADE, 1986), e na mecânica empregada, permitindo a obtenção de informações mais detalhadas. Para assegurar que a imagem gerada seja o mais próxima possível da realidade, utilizam-se parâmetros que indicam a confiabilidade do sistema. Entre esses parâmetros, são avaliados o tamanho focal do tubo de raios X, o nível de ruído, a resolução espacial e a resolução em densidade (FESER et al., 2008).

1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é explorar o uso da microtomografia computadorizada de raios X (microCT) para a obtenção de imagens de alta resolução de amostras biológicas, especificamente de útero e apêndice (ex-vivo), detalhando suas microestruturas e contribuindo para um melhor entendimento de suas características anatômicas e patológicas.

1.1.1 Objetivo Específico

- Utilizar a microCT para revelar as microestruturas de amostras biológicas, promovendo uma análise não destrutiva de tecidos e órgãos;
- Identificar as principais vantagens e limitações da microCT para futuras pesquisas biomédicas;
- Contribuir para o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas de diagnóstico.

1.2 RELEVÂNCIA, JUSTIFICATIVA E CONTRIBUIÇÕES DO ESTUDO

A microCT é uma técnica moderna, eficiente e não invasiva que apresenta grande potencial de aplicação em diversas áreas da ciência, especialmente na biologia e medicina. A relevância deste estudo reside na capacidade da microCT de proporcionar uma análise detalhada das microestruturas de amostras biológicas, preservando sua integridade e permitindo estudos subsequentes.

Do ponto de vista acadêmico e científico, o estudo contribui para ampliar o conhecimento sobre as características anatômicas de tecidos como útero e apêndice. Além disso, promove o uso da microCT como uma ferramenta poderosa para pesquisas biomédicas, abrindo caminho para aplicações diagnósticas mais precisas e para o desenvolvimento de novas tecnologias no campo da Física Médica.

Este trabalho justifica-se pela necessidade de aprimorar métodos de análise não destrutivos e pela importância de métodos de imagem de alta resolução para o avanço da ciência e da medicina. A microCT oferece uma abordagem inovadora que pode beneficiar tanto o desenvolvimento de materiais biológicos quanto a compreensão de patologias, gerando impactos significativos em diversas áreas do conhecimento.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

No final do século XIX, ocorreram importantes inovações científicas, impulsionadas pelas descobertas relacionadas ao estudo das radiações e ondas eletromagnéticas. Nesse contexto, destacam-se a descoberta dos raios X e a primeira constatação da radioatividade. Essas descobertas tiveram grande impacto no desenvolvimento das tecnologias subsequentes, que se basearam nesses avanços. Este capítulo apresenta o embasamento científico que fundamenta o presente estudo.

2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X, assim chamados por Roentgen porque sua natureza era então desconhecida, são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que aproximadamente 1,0 Å. Eles apresentam propriedades típicas de ondas como polarização, interferência e difração, da mesma forma que a luz e todas as outras radiações eletromagnéticas.

A produção de radiação ocorre a partir de mudanças nos núcleos dos átomos ou nos seus níveis de energia. Essas alterações podem ser provocadas pela interação com outras radiações ou partículas. Quando as mudanças ocorrem no núcleo, geram radiações como alfa, beta e gama. Já as modificações nos níveis de energia dos elétrons resultam na emissão de raios X. Neste estudo, o foco será na radiação proveniente dos raios X, dada sua relevância para as técnicas de imagem e análise utilizadas.

Em um tubo de raios X, a maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo perde energia cinética de modo gradual nas inúmeras colisões, sendo convertida em calor. Esse é o motivo pelo qual o alvo deve ser feito de material de alto ponto de fusão, como o tungstênio (W, com ponto de fusão de 3695 K) ou o molibdênio (Mo, com ponto de fusão de 2896 K).

Os processos fundamentais envolvidos na produção de raios X são dois: raios X de freamento, apresentam um espectro contínuo de energia, e raios X característicos ou de fluorescência, que apresenta um espectro de linhas, com energias bem definidas. Quando nos referimos a um espectro, estamos nos referindo a um gráfico de quantidade de fótons emitidos em função, ou da energia do fóton, ou da frequência, ou do comprimento de onda da onda eletromagnética.

2.1.1 Radiação de freamento

Uma pequena fração dos elétrons que colidem com o alvo se aproxima dos núcleos dos átomos que o compõem. Quando um elétron com energia cinética inicial K é desacelerado pela interação com um núcleo pesado do alvo, a energia perdida pelo elétron é convertida em radiação na forma de um fóton de raios X. Essa interação ocorre por meio do campo coulombiano do núcleo carregado, durante o qual o elétron transfere momento ao núcleo,

resultando em uma desaceleração abrupta que provoca a emissão do fóton. Devido à grande massa do núcleo, a energia que ele recebe durante a colisão é insignificante e pode ser desconsiderada (EISBERG; RESNICK, 1979).

Se K' é a energia cinética do elétron após a colisão, então a energia do fóton é dada por:

$$h\nu = K - K' \tag{2.1}$$

e o comprimento de onda do fóton é dado por:

$$\frac{hc}{\lambda} = K - K' \tag{2.2}$$

Os raios X assim gerados são chamados de radiação de freamento ou de *Bremsstrahlung*; e podem ter qualquer energia, dependendo do grau de aproximação do elétron do núcleo e da energia cinética do elétron. Dessa forma, o espectro de raios X de freamento é contínuo, ou seja, os fótons de raios X produzidos podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo E_{max}, que é toda a energia cinética K do elétron ao atingir o alvo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), dado por:

$$K(eletron) = eV = E_{\text{max do fóton}} = h\nu_{\text{max}} = \frac{hc}{\lambda_{\text{min}}} \tag{2.3}$$

onde:

e é a carga do elétron,

V é a diferença de potencial aplicada entre o cátodo e o ânodo,

ν é a frequência da radiação X,

λ é o comprimento de onda da radiação X.

Essa relação é conhecida como Lei de Duane e Hunt.

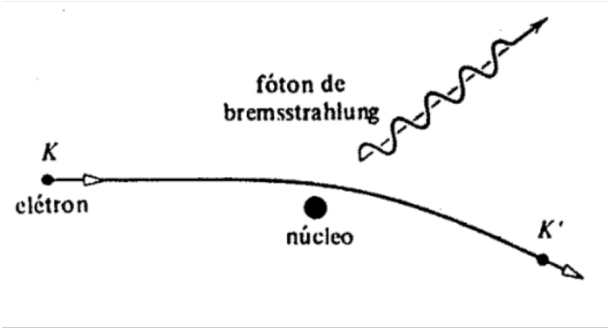

Figura 1 – Processo de bremsstrahlung responsável pela produção do espectro contínuo de raios X.
Retirada de (EISBERG; RESNICK, 1979).

A energia máxima $E_{\max}$ do fóton independe do material do alvo, dependendo somente da diferença de potencial V. A figura abaixo mostra o espectro contínuo de raios X produzidos em um tubo com alvo de tungstênio, para quatro valores do potencial acelerador. A característica mais notável dessas curvas é que, para uma dada energia dos elétrons, há um mínimo bem definido $\lambda_{\min}$ para os comprimentos de onda. A intensidade relativa é proporcional ao número de fótons de uma dada energia.

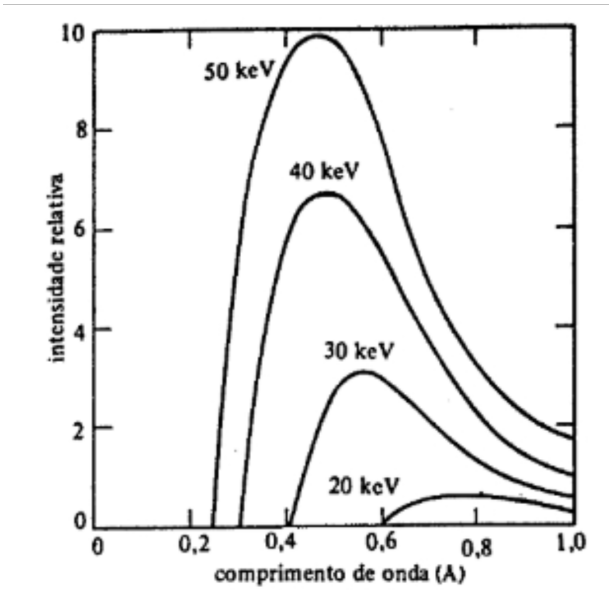

Figura 2 – O espectro contínuo de raios X que é emitido de um alvo de tungstênio, para quatro diferentes valores de eV, a energia dos elétrons incidentes.
Retirada de (EISBERG; RESNICK, 1979).

2.1.2 Raios X característicos

Diferentemente dos fótons de freamento, que independem do material do alvo e podem ter qualquer energia com limite no valor máximo, os raios X característicos mostram uma assinatura do material e possuem espectro de energia discreto.

Assim como um fóton de luz é emitido quando um elétron da camada mais externa de um átomo (elétron de valência) transita de um nível de energia mais elevado (nível excitado) para um nível mais baixo, um fóton de raios X é emitido quando as transições do elétron ocorrem entre camadas mais internas do átomo. No caso da emissão de um fóton de luz, a energia associada está na ordem de alguns elétron-volts (eV), enquanto na emissão de um fóton de raios X, a energia é significativamente maior, situando-se na faixa de muitos quiloelétron-volts (keV) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

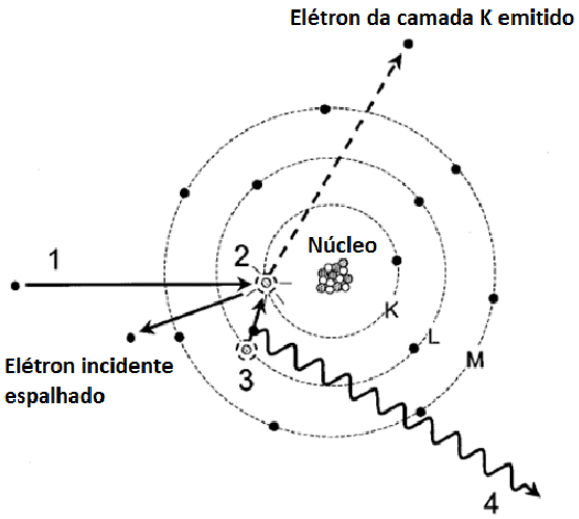

Figura 3 – Geração de raio X característico: (1) O elétron incidente interage com o elétron da camada K do átomo. (2) O elétron da camada K é removido, deixando uma vacância na camada K. (3) Um elétron da camada L preenche a vacância da camada K. (4) Emissão de um fóton de raio X característico.
Retirada de (BUSHBERG et al., 2020).

Quando um elétron incidente no alvo remove um elétron da camada K, cria-se um buraco em seu lugar, que é imediatamente preenchido pela transição de um elétron da camada mais externa, por exemplo, da camada L, o qual, por sua vez, será preenchido por um elétron da camada M, e assim por diante. Para arrancar um elétron da camada K de um átomo, o elétron incidente deve ter, no mínimo, a energia de ligação do elétron da camada. Na transição de um elétron da camada L para a K, por exemplo, o excesso de energia é liberado sob a forma de um fóton, cuja energia $E_{\text{foton(raiox)}}$ corresponde à diferença entre E_{L} e E_{K}, que representam as energias totais dos elétrons nas camadas L e

K, respectivamente (OKUNO; YOSHIMURA, 2010):

$$E_{\text{foton(raio X)}} = E_{\text{L}} - E_{\text{K}} \tag{2.4}$$

A figura abaixo mostra o espectro de comprimentos de ondas de raios X produzidos em um tubo com alvo de W e de Mo, quando se aplica um potencial acelerador de $35kV$. Nota-se que o espectro com alvo de Mo é a soma do espectro contínuo de *Bremsstrahlung* mais o de linhas de raios X caracteristicos, K_{alfa} e K_{beta}, emitidos quando os elétrons sofrem transição da camada L para K, e de M para K, mostrados como dois picos muito estreitos.

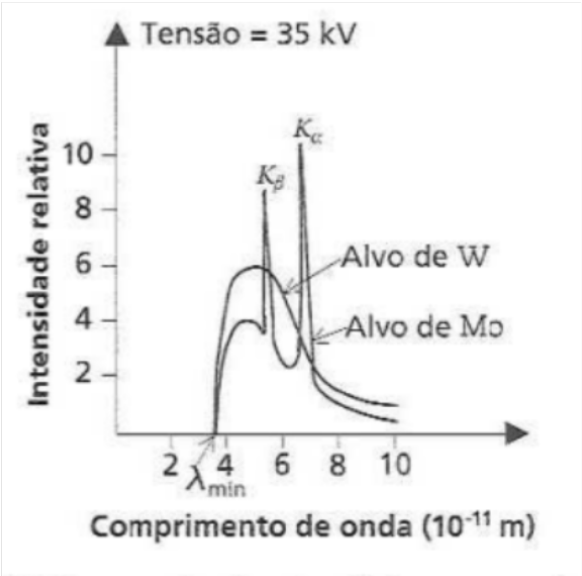

Figura 4 – Espectro de raios X emitidos por um tubo com alvo de Mo e por outro de W, quando eléttrons são acelerados por uma diferença de potencial de $35kV$. Retirada de (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.2 INTERAÇÃO DOS RAIOS X COM A MATÉRIA

Quando os raios X atravessam a matéria, eles interagem com os átomos e moléculas presentes no material, resultando em fenômenos de absorção e dispersão que determinam a atenuação da radiação. Esse processo é crucial tanto para a formação de imagens em radiologia quanto para a compreensão de como a radiação interage com diferentes tipos de tecidos e materiais.

Os principais modos de interação, excluindo as reações nucleares, são o efeito Compton, o efeito Fotoelétrico e a Produção de pares. Esses mecanismos são fundamentais porque resultam na transferência de energia para os elétrons, que, por sua vez, transmitem essa energia à matéria através de várias interações de força de Coulomb (geralmente de pequena magnitude) ao longo de seus trajetos.

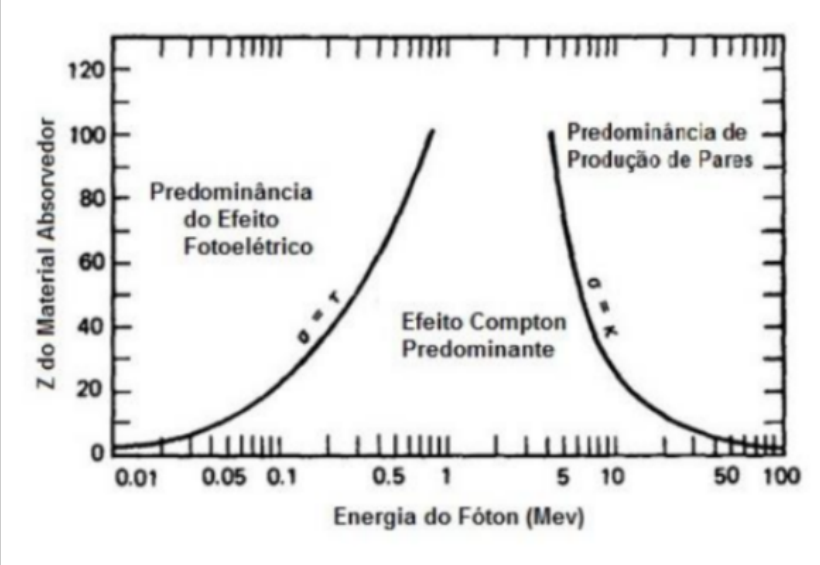

Figura 5 – Gráfico das formas de interação da radiação eletromagnética com a matéria em função de sua energia e número atômico do material.
Retirada de (KNOLL, 2000).

2.2.1 Efeito Compton

O efeito Compton ocorre quando o fóton incidente $h\nu$ transfere parte de sua energia para um elétron fracamente ligado, cujo nível de energia é $h\nu < B$. Esse elétron encontra-se no último nível de energia do átomo. Após a colisão, o fóton é espalhado, formando um ângulo θ com a direção original, e sua energia é reduzida para $h\nu'$. A diferença de energia é transferida para o elétron, que é defletido em uma nova direção ϕ, sendo chamado de elétron de recuo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

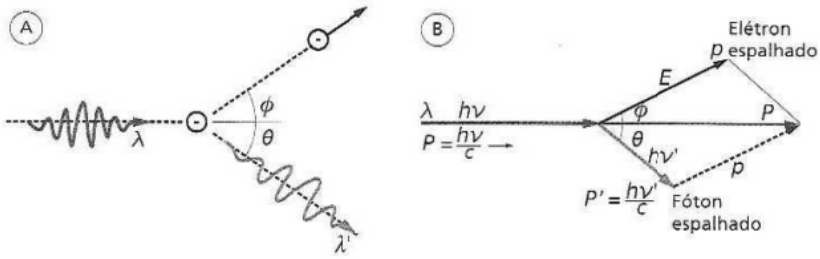

Figura 6 – A figura (A) representa o espalhamento Compton e a figura (B) representa os momentos das partículas após o espalhamento.
Retirada de (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O momento para o fóton incidente é $\frac{h\nu}{c}$, onde c é a velocidade da luz no vácuo. O elétron alvo estacionário não tem energia cinética ou momento inicial. A solução para a cinética da colisão é baseada na conservação de energia e momento. A conservação de

energia requer que:

$$T = h\nu - h\nu' \tag{2.5}$$

A conservação do momento junto a direção original do fóton 0° pode ser expressa como:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c}\cos\phi + p\cos\theta \tag{2.6}$$

Quanto maior a energia do fóton incidente maior a parcela de energia que é transferida ao elétron. A energia cinética de recuo é representada pela equação:

$$E_e = h\nu - h\nu' = h\nu\left(1 - \frac{1}{1+\phi(1-\cos\theta)}\right) \tag{2.7}$$

onde:

$\phi = \dfrac{h\nu}{m_0c^2}$,

$h\nu$ é o fóton antes da colisão,

$h\nu'$ é o fóton após a colisão,

θ é o ângulo entre a trajetória inicial e final do fóton,

m_0 é a massa de repouso do elétron,

c é a constante de velocidade da luz.

Para ângulos muito pequenos $\theta = 0$, $h\nu' \simeq h\nu$ e $K \simeq 0$, o elétron de recuo tem energia muito baixa e a energia do fóton espalhado é aproximadamente igual à energia do fóton incidente.

Para $\theta = \pi$, o fóton incidente é retroespalhado voltando a sua direção de origem, e o elétron de recuo tem direção incidente com energia cinética máxima, a que pode ser transferida para o elétron em uma interação Compton.

A probabilidade de ocorrência desse efeito é diretamente proporcional ao número atômico do material Z, e inversamente proporcional à energia do fóton (KNOLL, 2000). A relação é dada por:

$$P_{EC} \simeq \frac{Z}{E} \tag{2.8}$$

Com o aumento da energia do fóton, a probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton torna-se menor, apesar do efeito fotoelétrico ser dominante na região de baixas energias. Entretanto, a probabilidade do efeito fotoelétrico (P_{EF}) diminui com $E^{-3,5}$, decaindo mais rapidamente do que a probabilidade do efeito Compton (P_{EC}), que decai com E^{-1}. Em decorrência desse fato, a probabilidade de ocorrer o efeito Compton fica na região iminente dos 100 keV.

2.2.2 Efeito Fotoelétrico

Enquanto a seção transversal de interação do efeito Compton se aproxima de um valor constante, e sua seção transversal de transferência de energia diminui à medida que $h\nu$ se reduz abaixo de $0,5\,\text{MeV}$, as seções transversais correspondentes para o efeito fotoelétrico aumentam significativamente, especialmente em meios com alto número atômico Z.

No caso do efeito Compton, verificou-se que um fóton não é capaz de transferir toda a sua energia ao colidir com um elétron livre. Entretanto, essa transferência completa de energia é possível quando o fóton interage com um elétron fortemente ligado, como aqueles localizados nas camadas mais internas de átomos, especialmente em átomos com elevado número atômico. Esse fenômeno é conhecido como efeito Fotoelétrico.

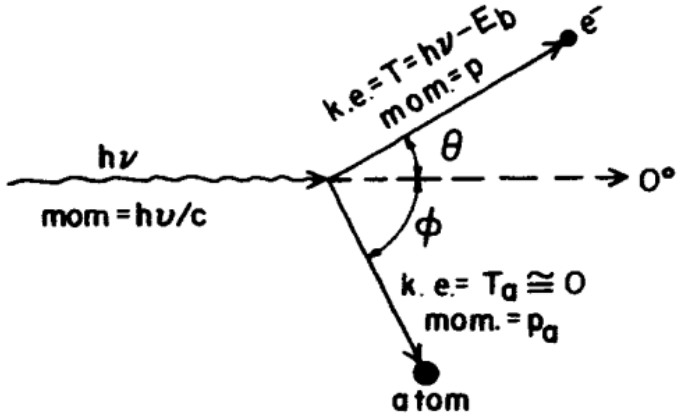

Figura 7 – Cinemática do efeito fotoelétrico.
Retirada de (ATTIX, 1986).

Um fóton de energia quântica $h\nu$, incidente da esquerda, colide com um elétron ligado a um átomo com energia de ligação E_b. O fóton desaparece, transferindo uma energia cinética $T = h\nu - E_b$ para o elétron, que se desloca com um ângulo θ em relação à direção do fóton incidente. Para conservar o momento, o restante do átomo se desloca com um ângulo ϕ. A energia cinética T_a do átomo é praticamente zero (ATTIX, 1986).

O efeito fotoelétrico não pode acontecer em relação a um determinado elétron a menos que $h\nu > E_b$ para este elétron. Quanto menor for $h\nu$, maior será a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico, desde que $h\nu > E_b$. O fóton é totalmente absorvido na interação e deixa de existir. A energia cinética dada ao elétron, independente do seu ângulo de espalhamento theta, é (ATTIX, 1986):

$$T = h\nu - E_b - T_a \tag{2.9}$$

$$T = h\nu - E_b \tag{2.10}$$

O elétron se afasta da interação em um ângulo θ em relação à direção de incidência do fóton, carregando momentum p. Como o fóton foi totalmente absorvido, ele não fornece nenhum fóton espalhado para auxiliar na conservação do momentum, como no caso do efeito Compton. No efeito fotoelétrico, esse papel é assumido pelo átomo do qual o elétron foi removido.

2.2.3 Produção de Pares

A produção de pares é um processo de absorção no qual um fóton se extingue e dá origem a um par de partículas: um elétron e um pósitron. Esse fenômeno ocorre exclusivamente em um campo de força coulombiana, tipicamente nas proximidades de um núcleo atômico. No entanto, ele também pode ocorrer, embora com menor probabilidade, no campo de um elétron atômico. Esse último processo é frequentemente denominado "produção tripla", uma vez que o elétron hospedeiro, que fornece o campo coulombiano, também adquire uma quantidade significativa de energia cinética em decorrência da conservação do momento (ATTIX, 1986).

Para que a produção de pares ocorra no campo nuclear, é necessária uma energia mínima do fóton de $2m_0c^2 = 1{,}022\,\text{MeV}$. Durante essa interação entre o fóton e o núcleo, o recuo do núcleo é considerado desprezível, uma vez que sua massa é significativamente maior que a do elétron.

A energia do fóton incidente é inicialmente distribuída igualmente entre o par elétron-pósitron gerado. Contudo, devido à interação coulombiana entre as partículas carregadas e o núcleo, o pósitron é repelido pelo núcleo através da força de repulsão, enquanto o elétron é freado pela força atrativa. Como resultado, ao serem ejetados do núcleo, ocorre uma pequena diferença de energia entre o par elétron-pósitron.

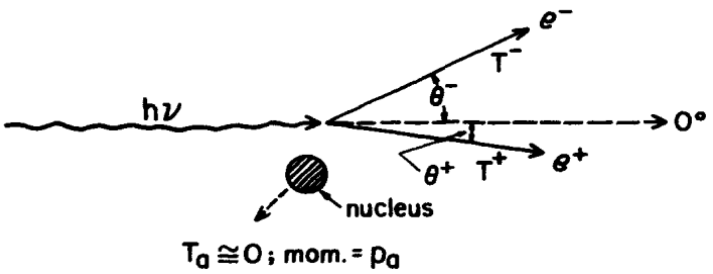

Figura 8 – Produção de pares no campo da força de Coulomb de um núcleo atômico. Um fóton incidente de energia quântica $h\nu$ desaparece, dando origem a um par de partículas positrão-elétron. O átomo participa da conservação do momento, mas recebe uma energia cinética $T_a \approx 0$ desprezível.
Retirada de (ATTIX, 1986).

O fóton incidente desaparece e forma um par de partículas que transfere sua energia para o meio material. O pósitron se combina com o elétron livre do meio, gerando dois fótons de $0,512\,\text{MeV}$, enquanto o elétron perde sua energia por meio de excitação ou ionização (EISBERG; RESNICK, 1979). Esse processo é o princípio de funcionamento da tomografia por emissão de pósitrons (PET-CT).

A equação de conservação de energia, desconsiderando a energia cinética negligenciável transferida ao núcleo, é expressa por (ATTIX, 1986):

$$\begin{aligned} h\nu &= 2m_0c^2 + T^- + T^+ \\ &= 1,022\,\text{MeV} + T^- + T^+ \end{aligned} \tag{2.11}$$

O elétron e o pósitron não recebem, necessariamente, energia cinética igual, mas sua energia média é expressa por (ATTIX, 1986):

$$\overline{T} = \frac{h\nu - 1,022\,\text{MeV}}{2} \tag{2.12}$$

2.3 PRINCÍPIOS FÍSICOS E MATEMÁTICOS DA TOMOGRAFIA

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma técnica de imagem médica baseada na atenuação dos raios X ao atravessarem o corpo humano. Diferentemente das radiografias convencionais, que produzem imagens bidimensionais, a TC utiliza uma série de projeções adquiridas em diferentes ângulos para gerar imagens tridimensionais detalhadas. A principal aplicação da TC está no diagnóstico de diversas condições médicas, incluindo tumores, fraturas ósseas e doenças vasculares.

A aquisição das imagens e a reconstrução matemática são processos essenciais para a visualização de estruturas internas em imagens tridimensionais (3D). A aquisição é realizada a partir de vários ângulos por meio de projeções radiográficas bidimensionais (2D). Em seguida, a reconstrução matemática é executada, gerando cortes nos três planos (axial, sagital e coronal), resultando em uma imagem volumétrica.

A aquisição das imagens ocorre por meio de um sistema fonte-detector. Os feixes de raios X que atravessam a amostra podem ser absorvidos ou dispersos antes de atingir o detector. O grau de absorção dos feixes em diferentes materiais presentes na amostra é determinado pela densidade e pelo número atômico efetivo de cada elemento que a compõe.

A atenuação da energia das radiações ocorre de maneira exponencial em função da espessura do material absorvedor. Isso significa que, quanto mais espesso o material, menor será a energia da radiação que o atravessa e deixa o material. Por outro lado, quanto maior a energia dos fótons da radiação incidente, maior será a sua capacidade de penetração, embora isso também aumente a probabilidade de interações – a radiação se propaga por uma distância maior e, consequentemente, interage mais. Matematicamente, a atenuação dos fótons é bem representada pela Lei de *Beer-Lambert* (BUZUG, 2008), dada por:

$$I = I_0\, e^{-\mu x} \tag{2.13}$$

onde:

I é a intensidade do feixe de raios X antes da interação com a amostra,

I_0 é a intensidade do feixe de raios X após interação com a amostra,

μ é o coeficiente de atenuação linear,

x é a espessura do meio que o feixe percorre.

O fator de atenuação $e^{-\mu x}$ representa a fração dos fótons do feixe que não interagem com o material. Nessas expressões, o coeficiente de atenuação linear é o parâmetro que expressa o comportamento da atenuação com a composição do meio e da energia do fóton.

Os feixes de raios X produzidos nos tubos de sistemas de microCT são polienergéticos, ou seja, compostos por uma ampla gama de energias. Isso ocorre devido à combinação da radiação de *Bremsstrahlung* e da emissão característica no tubo de raios X. Ao atravessarem a amostra, as diferentes energias dos fótons sofrem níveis variados de atenuação, dependendo das propriedades dos materiais, como densidade e composição. Essa variação nos coeficientes de atenuação linear resulta em contrastes na imagem final, uma vez que materiais mais densos ou com número atômico Z mais alto absorvem mais eficientemente os raios X de baixa energia, enquanto os de alta energia atravessam com maior facilidade.

Entretanto, a Lei de *Beer-Lambert* é válida apenas para feixes monocromáticos, ou seja, feixes que contêm fótons de mesma energia. Quando esses feixes atravessam regiões com diferentes densidades e coeficientes de atenuação $(\mu_1, \mu_2, \ldots, \mu_n)$, a intensidade I é dada pela equação (TELES, 2016):

$$I = I_0 \left(e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} \cdots e^{-\mu_n \Delta x} \right) \tag{2.14}$$

Para valores muito pequenos de Δx ($\Delta x \to 0$), a equação (2.14) se torna:

$$I = I_0 e^{-\int_L \mu(x,y)\, dl} \tag{2.15}$$

A equação (2.15) descreve uma fatia da amostra em um plano (x, y), que serve como base matemática para apresentar a projeção, onde dl é o incremento do comprimento. Essa equação pode ser reescrita como:

$$P = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int_L \mu(x, y)\, dl \tag{2.16}$$

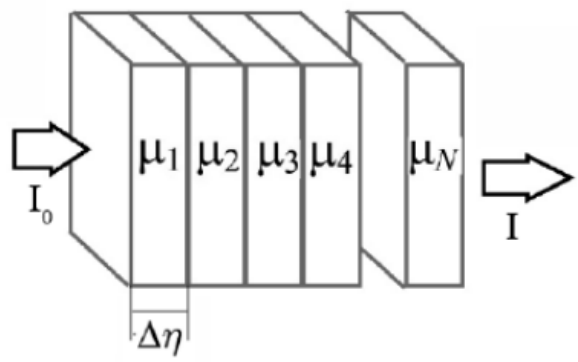

Figura 9 – Representação de feixes monoenergéticos atravessando uma amostra, e percorrendo diferentes coeficientes de atenuação de um material heterogêneo. A amostra pode ser subdividida em N segmentos, de forma que cada um pode ser considerado homogêneo.
Retirada de (TELES, 2016).

A projeção radiográfica P da amostra é representada pela integral de linha do coeficiente de atenuação linear percorrido pelo feixe ao longo da trajetória, conforme mostrado na Figura 9. Ela pode ser calculada pelo logaritmo natural da razão entre a intensidade do feixe que atravessa o material e a intensidade do feixe incidente. Dessa forma, pode ser expressa pela equação:

$$P(\theta, t) = \int_L \mu(x, y)\, dl \tag{2.17}$$

onde:

θ é o ângulo de projeção,

t é a posição radial correspondente ao ângulo.

A geometria do feixe cônico agrega uma matriz de detectores, permitindo a reconstrução de vários cortes com uma única varredura, o que diminui o tempo de varredura e possibilita a visualização e a magnificação de objetos menores. O objeto reconstruído abrange toda a área do detector (SARKAR et al., 2004). Assim, quanto menor o passo angular, maior será o número de projeções da imagem, aumentando a quantidade de informações e permitindo análises quantitativas e qualitativas do volume representativo da amostra (CNUDDE; BOONE, 2013).

Atualmente, um dos algoritmos mais utilizados para a reconstrução de imagens 2D é o de retroprojeção filtrada (RPF), que envolve operações matemáticas baseadas no algoritmo de *Feldkamp*. Esse algoritmo é amplamente utilizado na reconstrução de imagens de microtomografia de feixe cônico, pois cria uma representação tridimensional completa da microestrutura interna da amostra (FELDKAMP; DAVIS; KRESS, 1984).

2.3.1 Tubo de raios X

Nos tubos de raios X, é aplicada uma tensão que acelera elétrons através de uma diferença de potencial. Esses elétrons colidem de forma abrupta com um alvo metálico, localizado no ânodo, onde a maior parte da energia cinética é convertida em calor e radiação X.

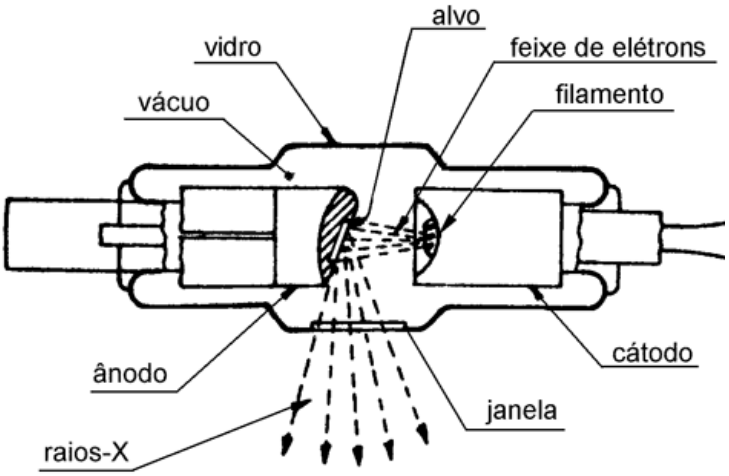

Figura 10 – Esquema ilustrativo de um tubo de raios-X. Elétrons são emitidos termicamente do cátodo aquecido e acelerados em direção ao ânodo (alvo) por uma diferença de potencial, de modo que raios-X são emitidos do alvo quando os elétrons são freados ao atingi-lo (alvo).
Adaptada de (EISBERG; RESNICK, 1979).

Os elétrons são gerados por emissão termiônica em um filamento aquecido. A alta tensão aplicada entre o cátodo, que atua como polo negativo, e o ânodo, que contém o alvo e é o polo positivo, cria um campo elétrico. Os elétrons se acumulam nas camadas externas do filamento, formando uma nuvem eletrônica, e são acelerados em direção ao alvo por uma diferença de potencial, geralmente na ordem de quilovolts (kV). Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X produzidos, o que aumenta a capacidade de penetração no material analisado.

Dentro do tubo de raios X, o ambiente é mantido a vácuo, permitindo que os elétrons viajem livremente em direção ao ânodo, sem colisões com outras partículas. Existem dois tipos de corrente no sistema: a corrente do filamento, que é responsável pela emissão termiônica dos elétrons, e a corrente do tubo, que representa o número de elétrons que se deslocam entre o cátodo e o ânodo, medida em miliamperes (mA). Por exemplo, 1 mA corresponde a $6{,}24 \times 10^{15}$ elétrons por segundo.

Quando os elétrons altamente energéticos atingem o ânodo, ocorre a produção de raios X. No entanto, apenas uma pequena fração da energia cinética dos elétrons é convertida em radiação X; a maior parte é dissipada na forma de calor. Para lidar com essa dissipação

térmica, muitos ânodos são fabricados em tungstênio e são giratórios, permitindo que o calor seja distribuído em uma área maior, evitando danos ao material e aumentando a capacidade de produção de raios X.

O ponto focal, onde os elétrons interagem com o ânodo e os raios X são emitidos, tem dimensões críticas. Tamanhos menores de ponto focal reduzem o borramento geométrico nas imagens geradas, resultando em maior precisão. No entanto, uma área focal menor concentra mais calor em uma área reduzida, limitando a capacidade de dissipação de calor.

Em eventos raros, um elétron pode se aproximar do núcleo de um átomo do ânodo e ser influenciado pela força atrativa dos prótons, causando uma desaceleração do elétron e a emissão de raios X de forma mais eficiente. Esse fenômeno depende da distância entre o elétron e o núcleo e contribui para a produção do espectro de raios X.

Os tubos de raios X utilizados neste trabalho são do tipo direcional, permitindo maior fluxo de elétrons incidentes no alvo (BUZUG, 2008).

2.3.2 Detectores

A radiação, após interagir com os diferentes materiais da amostra, atinge o detector, que gera um sinal a partir da energia depositada. O detector é composto por materiais sensíveis à radiação, responsáveis por converter a radiação em uma grandeza mensurável, como o número de contagens ou a energia da radiação incidente.

A escolha do tipo de detector depende da radiação que se deseja medir, seja ela eletromagnética, partículas carregadas ou nêutrons. A eficiência de um detector específico pode variar conforme o tipo de radiação. Por exemplo, um detector eficiente para raios X pode não ser adequado para medir partículas carregadas pesadas. A eficiência de um detector é crucial para garantir que a maior quantidade possível de radiação seja capturada com mínima perda de sinal.

A eficiência pode ser classificada em dois tipos: eficiência absoluta e eficiência intrínseca. A eficiência absoluta é a razão entre o número de sinais detectados e o número de radiações emitidas pela fonte, sendo influenciada pela geometria e construção do detector. Já a eficiência intrínseca refere-se à capacidade do detector de registrar os sinais que efetivamente chegam até ele, sendo fundamental para assegurar a alta qualidade do sinal capturado.

Entre os detectores mais utilizados no processo de microCT, destaca-se o detector *flat panel*. Esse tipo de detector opera com base no princípio da cintilação, o que lhe confere rápida resposta e recuperação, além de oferecer alta precisão e uma elevada taxa de contagem, características essenciais para a microCT (BUZUG, 2008). Nos detectores de cintilação, a radiação incidente excita os átomos do material cintilador e, por meio do efeito fotoelétrico, a energia é convertida em luz visível. Esses fótons de luz são então capturados por um sistema de fotomultiplicação, que amplifica o sinal antes de ser processado eletronicamente, permitindo obter informações detalhadas sobre a radiação detectada.

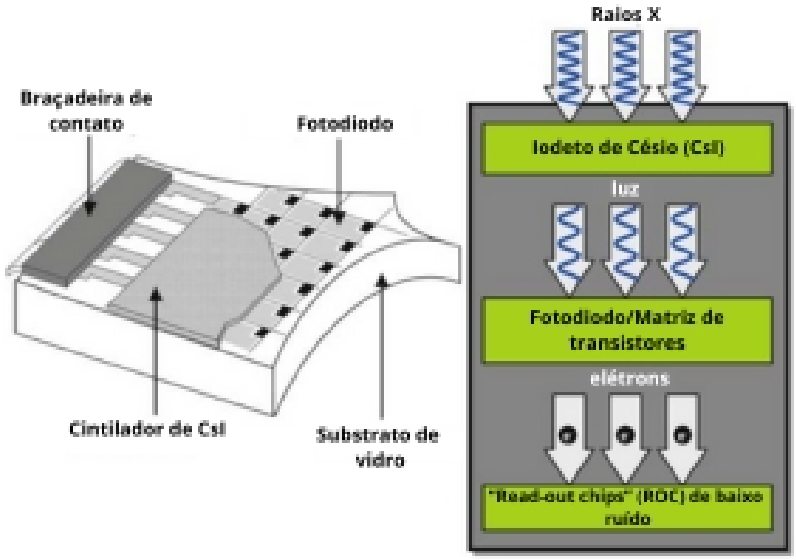

Figura 11 – À esquerda: composição de um detector digital de raios X *flatpanel*. À direita: ilustração esquemática da cadeia de conversão de sinal dentro do detector Adaptada de (BUZUG, 2008).

O *flat panel* é composto por uma matriz de pixels formada por fotodiodos e transistores de filmes finos, ambos fabricados em silício amorfo (a-Si) e dispostos sobre um substrato de vidro. Uma camada de iodeto de césio (CsI) reveste essa matriz de pixels e atua como material cintilador, convertendo os quanta de raios X em luz visível. Cada pixel da matriz funciona como um pequeno capacitor que armazena a carga elétrica gerada pela radiação durante a exposição. Essa carga, proporcional à intensidade da radiação, é lida pelos transistores de filmes finos e convertida em sinais eletrônicos, que são posteriormente amplificados e digitalizados, permitindo a formação da imagem final.

O uso de detectores *flat panel* oferece diversas vantagens no processo de microCT. Sua estrutura plana e a composição em silício amorfo garantem uma rápida captura e leitura de dados, reduzindo o ruído e aumentando a qualidade da imagem gerada. Além disso, esses detectores são altamente sensíveis a raios X, o que os torna ideais para capturar imagens de alta resolução, essenciais em aplicações como análises ósseas e estudos biológicos. A capacidade de captar detalhes sutis em materiais de diferentes densidades, aliada à sua alta taxa de contagem, faz dos detectores *flat panel* uma escolha eficiente e confiável para sistemas de microtomografia computadorizada.

2.3.3 Princípios de funcionamento da microCT

O equipamento de microCT é composto por alguns componentes essenciais, como o emissor microfocal de raios X, o colimador, o suporte para amostras e o detector de raios X. Durante a análise de amostras rígidas, como ossos ou dentes, essas são firmemente fixadas em um suporte no interior do equipamento. Já em experimentos in vivo com

pequenos roedores, é necessário anestesiar e conter o animal adequadamente para realizar o escaneamento.

No processo de microCT, o objeto examinado é rotacionado no caminho da radiação, permitindo ajustes na distância entre a fonte de raios X e o objeto (SOD), bem como entre o objeto e o detector (ODD). Esses ajustes são cruciais para otimizar o nível de ampliação geométrica e melhorar a relação sinal-ruído (SNR), além de reduzir o desfoque causado pela penumbra. Em campos de visão menores, essa configuração permite uma resolução mais alta em comparação aos sistemas tradicionais. A rotação do objeto pode ocorrer de forma horizontal ou vertical, dependendo das necessidades do experimento.

Os raios X são emitidos pelo emissor microfocal e colimados antes de atingirem a amostra. Parte da radiação é absorvida pela amostra, enquanto o restante atravessa o material e atinge o detector cintilador, onde é convertida em luz visível (fótons). Esses fótons são capturados por um sensor CCD, que gera um sinal eletrônico. Esse sinal é então digitalizado e enviado ao computador para processamento (HOLDSWORTH; THORNTON, 2002). Cada pixel da imagem escaneada representa a média da absorção de fótons pela amostra e, no processo de reconstrução 3D, esses pixels são transformados em voxels, que adicionam a dimensão de profundidade à imagem (LOPES et al., 2012).

O processo de escaneamento microtomográfico gera imagens tridimensionais de alta resolução por meio da reconstrução de centenas de imagens bidimensionais obtidas em diferentes ângulos ao redor da amostra (CLARK; BADEA, 2014). Esse processo resulta em grandes volumes de dados, que são armazenados em hardware dedicado. Para visualizar e analisar as imagens, é necessário utilizar softwares especializados, preferencialmente em computadores de alto desempenho (BAIRD; TAYLOR, 2017). Esses softwares unem as projeções bidimensionais com base em algoritmos matemáticos pré-definidos, permitindo que o modelo 3D resultante seja seccionado em diversas orientações, revelando detalhes internos da amostra.

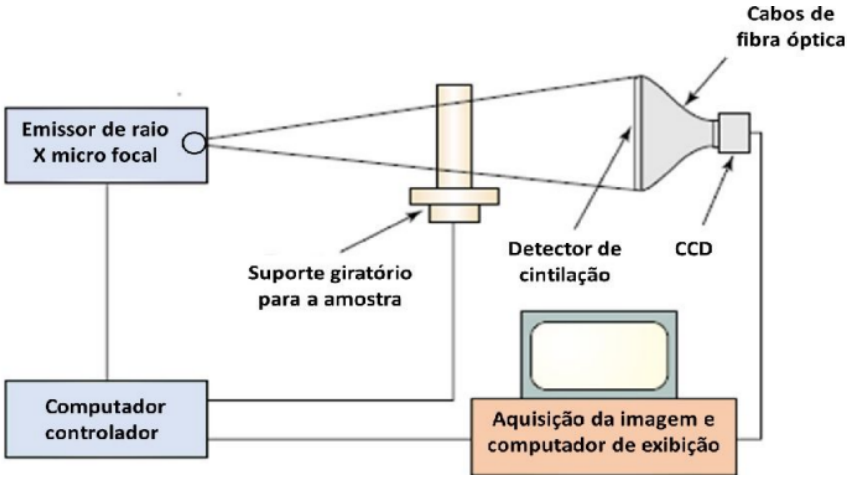

Figura 12 – Esquema de um equipamento de microtomografia. A amostra é posicionada em um suporte rotativo, entre o emissor de raios X e o detector de cintilação. O detector, acoplado a um dispositivo CCD, converte a luz visível em sinal digital. O sistema de controle ajusta a emissão dos raios X e a rotação da amostra, permitindo a captura de múltiplas projeções em diferentes ângulos. Adaptada de (HOLDSWORTH; THORNTON, 2002).

Existem dois tipos principais de sistemas de escaneamento microtomográfico. O primeiro, denominado sistema de estrutura rotativa (*rotating gantry*), envolve a rotação sincronizada do emissor de radiação e do detector de raios X em torno da amostra, que permanece estática (SCHAMBACH et al., 2010). Esse tipo de equipamento é utilizado em avaliações *in vivo* de pequenos roedores, permitindo um escaneamento preciso sem a necessidade de movimentar o animal (BADEA et al., 2008). O segundo tipo, conhecido como sistema de amostra rotativa (*rotating specimen*), é utilizado para examinar amostras *ex vivo*, onde a amostra é rotacionada enquanto a fonte e o detector permanecem fixos (CLARK; BADEA, 2014). Esse sistema é adequado para a análise de materiais coletados de organismos vivos, como biópsias, ou após a eutanásia de um animal. No entanto, não é apropriado para experimentos com animais vivos, pois exigiria que o animal fosse mantido imóvel na posição vertical, o que poderia gerar imagens desfocadas devido a possíveis movimentos (SCHAMBACH et al., 2010).

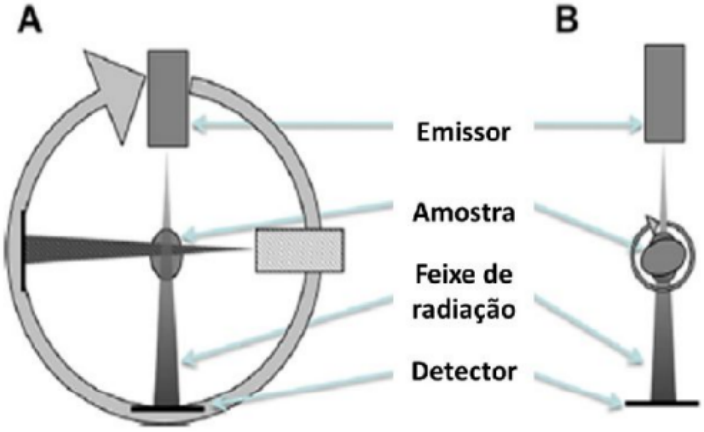

Figura 13 – Sistemas de escaneamento microtomográfico. A: Estrutura rotativa. A amostra é posicionada no centro do equipamento e permanece imóvel, enquanto o emissor de radiação e o receptor de raios X giram em torno da amostra. B: Amostra rotativa. A amostra é fixada em um suporte que gira em 180º a 360º, enquanto o emissor e o receptor de raio X permanecem fixos.
Adaptada de (SCHAMBACH et al., 2010).

O software utiliza um algoritmo matemático pré-definido para combinar as projeções bidimensionais e gerar a reconstrução tridimensional. A partir desses programas, é possível manipular o modelo 3D, cortando-o em diferentes orientações, a fim de examinar diversos pontos de vista da estrutura interna da amostra (BADEA et al., 2008). Na Figura 14 estão representadas as etapas para a obtenção do modelo tridimensional de uma amostra por meio da microCT.

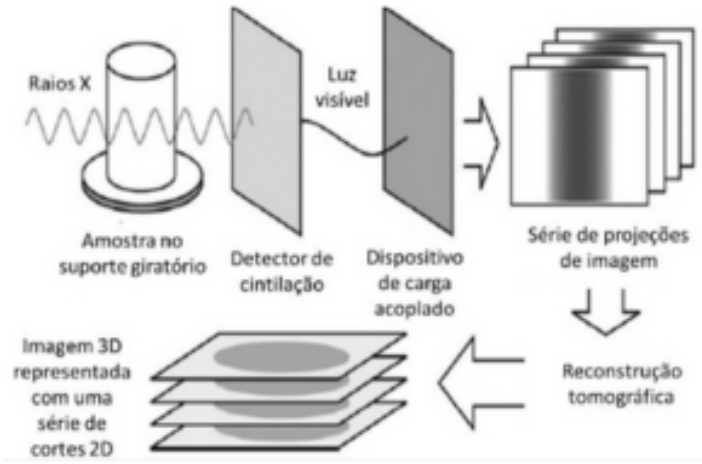

Figura 14 – Ilustração esquemática do processo de aquisição e reconstrução de imagens tridimensionais em sistemas TC ou microCT. Uma sequência de projeções bidimensionais é capturada e, por meio de algoritmos matemáticos, essas projeções são reconstruídas, resultando em um mapa tridimensional que representa diferentes níveis de absorção dos raios X.
Adaptada de (LANDIS; KEANE, 2010)

2.3.4 Imagem digital

Uma imagem digital pode ser descrita como uma função bidimensional de intensidade de luz, $f(x, y)$, onde x e y representam as coordenadas espaciais, e o valor de f em qualquer ponto (x, y) corresponde ao brilho ou nível de cinza naquele ponto específico da imagem (GONZALEZ; WOODS, 2000). Em sistemas de microCT, após a aquisição e reconstrução da imagem, o resultado final é um conjunto de fatias (*slices*) da amostra analisada. Essas fatias são visualizadas em seções transversais paralelas, fornecendo uma representação bidimensional (2D) da amostra em diferentes níveis.

A imagem digital pode ser representada como uma matriz, onde as linhas e colunas correspondem a pontos específicos da imagem. Cada elemento da matriz, chamado pixel (*picture element*), identifica o nível de cinza correspondente à intensidade de radiação naquele ponto. Nos sistemas de microCT, além dos pixels bidimensionais, há também o conceito de voxel (*volume element*), que pode ser entendido como um "pixel com profundidade", sendo o elemento responsável por formar imagens tridimensionais. Os voxels são gerados a partir da reconstrução volumétrica das várias seções transversais da amostra, permitindo uma visualização tridimensional detalhada da estrutura interna.

A resolução da imagem gerada pode ser descrita por uma matriz $N \times M$, onde N e M representam o número de pixels em cada dimensão da imagem. A resolução está diretamente ligada à capacidade do sistema de distinguir dois pontos próximos na amostra. Quanto maior a resolução, maior a precisão com que os detalhes e estruturas internas

são observados. Isso é feito através da atenuação $\mu(x, y)$, que reflete como a radiação é absorvida ou transmitida pela amostra em cada ponto, representada pelos diferentes níveis de cinza da imagem.

Os pixels mais claros indicam áreas de maior densidade na amostra, onde a radiação foi mais atenuada, ou seja, absorvida em maior grau. Essas áreas podem corresponder a materiais ou tecidos mais densos, como ossos. Em contraste, os pixels mais escuros representam regiões de menor densidade, onde a radiação foi menos atenuada, atravessando o material com maior facilidade, como em tecidos moles ou espaços vazios.

Além disso, a precisão dos sistemas de microCT depende não apenas da qualidade dos detectores, mas também da capacidade de reconstrução computacional das fatias bidimensionais em volumes tridimensionais. A aplicação de algoritmos avançados de reconstrução, como a retroprojeção filtrada, permite a conversão dos dados de projeção em fatias 2D, que posteriormente formam volumes 3D, representando com precisão a morfologia interna da amostra. Isso é especialmente importante em aplicações que exigem alta resolução espacial, como a análise de microestruturas ósseas, onde detalhes precisos são essenciais para diagnósticos e estudos científicos.

2.4 QUALIDADE DE IMAGEM EM MICROCT: FATORES DE DESEMPENHO E PRECISÃO

Na avaliação do desempenho de um sistema de microCT, são considerados diversos fatores, como a resolução espacial, resolução de densidade, resolução de contraste, a razão sinal-ruído e a razão contraste-ruído. Esses parâmetros ajudam a determinar o quão precisa é a medida realizada em relação à realidade, assegurando a confiabilidade do sistema. Fatores físicos, como o tamanho focal do tubo de raios X, a magnificação do objeto, a matriz de pixels do detector, o nível de ruído e o uso de filtros metálicos, também são analisados para otimizar o desempenho da imagem. No entanto, não há uma hierarquia entre esses parâmetros; todos devem ser igualmente considerados na avaliação da qualidade da imagem (PAUWELS et al., 2015).

2.4.1 Ponto focal

O ponto focal, ou a área efetiva em que os elétrons atingem o alvo no tubo de raios X, é determinado pelo tamanho do filamento do cátodo e pelo ângulo de incidência do feixe de elétrons sobre o alvo. Idealmente, uma fonte pontual melhoraria a qualidade da imagem, pois um menor ângulo de incidência reduziria o borramento geométrico. No entanto, a dissipação de calor no alvo limita o tamanho do ponto focal. Para mitigar esse efeito, sistemas de focalização com lentes eletromagnéticas são utilizados para minimizar o ponto focal, melhorando a definição da imagem ao reduzir a penumbra geométrica.

Embora a redução do ponto focal melhore a qualidade da imagem, há um limite imposto pela necessidade de dissipação de calor, especialmente em aplicações de alta potência. Nessas situações, o alvo precisa de uma área maior para absorver e dispersar o calor gerado pelos feixes de elétrons de alta energia.

2.4.2 Tamanho de pixel efetivo

O tamanho do pixel efetivo é calculado com base na geometria do sistema de microCT e representa a área de corte transversal do objeto que corresponde a um único pixel no detector. Embora esteja relacionado ao tamanho do pixel físico do detector, o pixel efetivo não deve ser confundido com a resolução espacial, pois depende exclusivamente de fatores geométricos do sistema.

Esse parâmetro é influenciado pela distância entre a fonte de raios X e o objeto (SOD — *source-object distance*) e a distância entre a fonte e o detector (SDD — *source-detector distance*). Sistemas com geometria fixa, que não permitem a aproximação do detector à fonte, podem sofrer perdas significativas na captação de fótons por pixel, o que compromete a resolução espacial e aumenta o ruído. Para compensar essa perda, é possível aumentar o tempo de exposição, permitindo que mais fótons sejam capturados (GMBH, 2013; MICROCT, 2017; PAUWELS et al., 2015).

2.4.3 Magnificação

A nitidez da imagem em microCT é determinada pela distância entre a fonte e o objeto (SOD), a distância entre a fonte e o detector (SDD) e o tamanho do ponto focal. A falta de nitidez nas bordas da imagem, conhecida como "penumbra"(U_g), está diretamente relacionada ao ângulo do cone de raios X. Quando a distância entre o objeto e a fonte é maior (SOD maior), a nitidez da imagem melhora, pois há menor incidência de desfoque causado pelo ponto focal. Por outro lado, uma SOD menor aumenta a magnificação geométrica do objeto, mas também amplia a área de penumbra, o que pode comprometer a qualidade da imagem (PAUWELS et al., 2015).

As equações abaixo correspondem ao cálculo da magnificação e penumbra respectivamente:

$$M = \frac{\text{SOD} + \text{DOD}}{\text{SOD}} = \frac{\text{SDD}}{\text{SOD}} \tag{2.18}$$

$$U_g = F(M - 1) \tag{2.19}$$

onde:

DOD é a distância do objeto ao detector (*detector-object distance*),

F é o tamanho focal.

A magnificação geométrica (M) é calculada pela relação entre as distâncias SOD e SDD, sendo o tamanho do ponto focal um fator crucial para a nitidez da imagem. Embora a ampliação geométrica possa melhorar a visualização de pequenos detalhes, ela também aumenta o borramento nas bordas da imagem. No entanto, em sistemas de microCT com pontos focais muito pequenos, na ordem de micrômetros, a aproximação do objeto à fonte é geralmente vantajosa, pois melhora a resolução espacial (BUSHBERG et al., 2020).

2.4.4 Resolução em densidade

A resolução em densidade é um dos parâmetros fundamentais na avaliação da qualidade de imagem em microCT. Esse conceito refere-se à capacidade do sistema de identificar pequenas variações nos coeficientes de atenuação de massa dos materiais presentes na amostra analisada (FESER et al., 2008). Em termos práticos, uma maior resolução em densidade implica uma maior precisão na distinção entre materiais ou tecidos de densidades similares.

Um dos principais obstáculos para se obter alta resolução em densidade é a natureza polienergética dos feixes de raios X emitidos pelos tubos. Esses feixes contêm múltiplos níveis de energia, o que dificulta a uniformidade da distribuição da radiação ao atravessar materiais com diferentes composições. Outro fator limitante é a baixa taxa de coleta de fótons, o que compromete a detecção precisa dos diversos coeficientes de atenuação no detector (BECKMANN et al., 2008). Essa coleta insuficiente pode degradar a qualidade da imagem, dificultando a diferenciação de materiais com atenuações de massa semelhantes.

Para mitigar os efeitos adversos dos feixes polienergéticos, são utilizados filtros metálicos entre o tubo de raios X e a amostra. Esses filtros absorvem os fótons de baixa energia, que são mais suscetíveis a causar ruído na imagem. Além disso, o aumento do tempo de aquisição é uma estratégia eficaz para melhorar a qualidade da imagem, permitindo que um maior número de fótons alcance o detector, o que aumenta a precisão das projeções e, consequentemente, a qualidade da reconstrução da imagem (GEET; SWENNEN et al., 2001).

Entretanto, não são apenas os parâmetros técnicos do sistema que influenciam a resolução em densidade. As características físicas da amostra, como composição, tamanho e densidade, também desempenham um papel crucial na qualidade final da imagem. Estudos na literatura indicam que variações no coeficiente de atenuação da amostra impactam diretamente a resolução em densidade.

A resolução em densidade é geralmente medida em unidades Hounsfield (HU), uma escala amplamente utilizada na tomografia computadorizada. O valor CT (*Computed Tomography*) é determinado com base no coeficiente de atenuação linear do material em estudo em relação ao da água, conforme a seguinte fórmula:

$$CT = \frac{\mu - \mu_a}{\mu_a} \times 1000 \tag{2.20}$$

onde:

μ é o coeficiente de atenuação linear do material em análise,

μ_a é o coeficiente de atenuação linear da água.

A escala HU é adimensional, sendo que a água, em condições padrão de temperatura e pressão (CPTP), tem valor zero e o ar possui -1000 HU. Essa escala geralmente varia de -1000 HU a 3000 HU, sendo amplamente utilizada na análise de amostras biológicas, pois fornece uma referência clara para materiais comuns, como água e ar (BUZUG, 2008).

Essa mensuração é fundamental, pois possibilita a distinção entre diferentes materiais e tecidos em uma imagem tomográfica, assegurando maior precisão na identificação das estruturas internas da amostra.

2.5 PROCESSAMENTO DA IMAGEM DIGITAL

O principal objetivo do processamento de imagens é obter um resultado mais favorável em relação à imagem original. As imagens de entrada são modificadas conforme o propósito do processamento, por meio de diversas operações matemáticas, como segmentações, filtros e operações morfológicas (KIM et al., 2004). Essas técnicas visam melhorar a visualização das estruturas a serem analisadas, além de fornecer detalhes mais facilmente reconhecíveis.

O primeiro passo no processo é a aquisição da imagem digital, na qual um sinal elétrico de saída é gerado, sendo proporcional à energia recebida na entrada. Quando as coordenadas x e y da função $f(x, y)$ são digitalizadas, o processo é chamado de amostragem; e a digitalização dos valores da amplitude é conhecida como quantização em níveis de cinza.

A quantidade de detalhes discerníveis em uma imagem depende da amostragem e do nível de cinza. Quanto maiores forem esses parâmetros, melhor será a qualidade da imagem formada, fatores que estão diretamente relacionados à qualidade do feixe de raios X (GONZALEZ; WOODS, 2002).

2.5.1 Segmentação de imagem

A segmentação de imagens digitais é um processo que subdivide a imagem em diferentes regiões, destacando objetos de interesse para análise. Esse procedimento é fundamental para a extração de informações específicas da imagem e, em muitos casos, a segmentação é concluída quando o objeto de interesse está isolado. A qualidade da segmentação impacta diretamente a precisão da análise subsequente, sendo, portanto, um dos desafios mais complexos no campo do processamento de imagens digitais.

Os algoritmos de segmentação possibilitam a separação de múltiplos objetos e a distinção entre o objeto e o fundo da imagem. Eles são geralmente fundamentados em duas propriedades principais: descontinuidade e similaridade. A descontinuidade está associada a mudanças abruptas nos níveis de intensidade, como nas bordas de uma imagem. Por outro lado, a similaridade refere-se a agrupamentos de pixels com características compartilhadas, como cor, intensidade, textura e continuidade, permitindo que áreas semelhantes sejam identificadas e agrupadas (GONZALEZ; WOODS, 2002).

Diversas técnicas de segmentação foram desenvolvidas ao longo dos anos, desde métodos baseados em bordas, que detectam descontinuidades na intensidade da imagem, até técnicas baseadas em regiões, que agrupam pixels com características semelhantes (PAL; PAL, 1993). Além disso, algoritmos modernos, como aqueles baseados em aprendizado de máquina, têm demonstrado grande eficiência no processamento de imagens complexas, especialmente em aplicações de segmentação de imagens médicas (LITJENS et al., 2017).

Assim, a escolha do método de segmentação adequado depende fortemente das características da imagem e do objetivo final da análise. A combinação de algoritmos ou o uso de técnicas híbridas tem se mostrado uma estratégia eficaz para aumentar a precisão e robustez dos resultados segmentados (RUSS; NEAL, 2016).

2.5.2 Limiarização

A limiarização é um processo baseado na diferenciação dos níveis de cinza de uma imagem. O limiar é definido durante o procedimento de segmentação, de acordo com as características do objeto que se deseja isolar. Nesse processo, o programa interpreta pixels contíguos e os agrupa em regiões. A binarização, por sua vez, consiste na escolha de um valor de limiar (*threshold*) que, ao ser aplicado à imagem, separa duas regiões distintas.

A eficiência do algoritmo de segmentação está diretamente relacionada à capacidade de extrair os objetos de interesse da imagem. Não existe, entretanto, um algoritmo de segmentação que seja universalmente aplicável a todas as situações. O valor do limiar T, por exemplo, pode variar conforme a aplicação. No entanto, alguns métodos de segmentação podem ser adaptados para diferentes tipos de imagens e finalidades (PRATT, 2001).

2.5.3 Método de segmentação Global Simples

A técnica de particionamento do histograma por um limiar único (T) é uma das mais simples e amplamente utilizadas para limiarização. Nesse processo, a segmentação é realizada pixel a pixel, classificando cada pixel como pertencente ao objeto ou ao fundo (GONZALEZ; WOODS, 2000). No entanto, esse método depende da intervenção do operador, que define o valor do limiar T visualmente, o que pode resultar em valores imprecisos ou inadequados (SANTOS, 2017).

O sucesso dessa abordagem depende da qualidade do particionamento do histograma, de acordo com o objetivo desejado. Os pixels com valores maiores ou iguais ao limiar são convertidos em um valor saturado, enquanto os pixels com valores inferiores ao limiar são transformados em zero. Dessa forma, uma imagem originalmente em tons de cinza é convertida em uma imagem binária em preto e branco. Esse processo simplifica o histograma da imagem, resultando em apenas dois valores possíveis para cada pixel, onde a parte branca corresponde à área de interesse e a parte preta ao fundo não quantificado (DING; ODGAARD; HVID, 1999; MüLLER et al., 1988; ITO et al., 1998).

2.5.4 Método de segmentação Otsu

O método de segmentação de Otsu é um algoritmo de limiarização proposto por Nobuyuki Otsu (OTSU, 1975). O objetivo do método é determinar automaticamente o limiar ideal para uma imagem em tons de cinza, separando os elementos de fundo e de frente em dois grupos distintos. Após a binarização, cada grupo é atribuído a uma cor, geralmente branca ou preta. Devido a essa característica, o método apresenta melhor desempenho em imagens com histogramas bimodais, que podem ser divididos adequadamente com um único valor de limiar.

A ideia central do método é que cada grupo possua características próprias, com uma média e um desvio padrão específicos, permitindo que o histograma seja separado em dois padrões de variância. Otsu propôs uma limiarização que minimizasse a variância dentro de cada grupo e, ao mesmo tempo, maximizasse a variância entre os grupos. A variância total é calculada como a soma ponderada das variâncias de cada grupo. Dessa forma, a diferença entre os níveis de cinza das estruturas adjacentes é amplificada, facilitando a separação dos diferentes níveis e aprimorando o processo de binarização da imagem.

Embora o método de Otsu forneça excelentes resultados para imagens com histogramas bimodais, na prática, nem todas as imagens seguem esse padrão, e um limiar único pode não oferecer o melhor resultado. A grande vantagem do método é sua simplicidade, pois o algoritmo pode ser implementado de maneira eficiente com poucas linhas de código. A descrição completa do método de Otsu pode ser encontrada em (OTSU, 1975).

2.6 APLICAÇÃO DA MICROCT EM AMOSTRAS BIOLÓGICAS

A microCT tem sido amplamente utilizada na análise de amostras biológicas, proporcionando imagens tridimensionais de alta resolução das estruturas internas de organismos. A técnica se destaca por ser não invasiva e por oferecer uma visão detalhada da morfologia e organização interna de diferentes tecidos. Com essa capacidade, a microCT se tornou uma ferramenta valiosa em áreas como biologia, medicina, zoologia e paleontologia, permitindo uma avaliação precisa sem danificar ou alterar a amostra (MITCHELL, 2018).

A microCT é especialmente eficaz na análise de tecidos biológicos radiodensos, como ossos e dentes, que contêm minerais de alta densidade. Esses tecidos possuem altos números atômicos, o que aumenta a atenuação dos raios X e facilita sua visualização. Estudos da microestrutura óssea utilizam a microCT para avaliar a densidade mineral, a arquitetura trabecular e a porosidade, aspectos fundamentais para a compreensão de doenças como a osteoporose (MüLLER et al., 2008). Em odontologia, a microCT permite uma análise detalhada de camadas como o esmalte e a dentina, sendo útil para estudar processos como cáries, erosão e a morfologia de implantes dentários (ZOHOOR; SMITH; BROWN, 2019).

2.6.1 Desafios e soluções na visualização de tecidos Moles

Embora a microCT seja muito eficaz para a análise de tecidos duros, enfrenta desafios significativos na visualização de tecidos moles, como músculos, vasos sanguíneos e órgãos internos. Esses tecidos são compostos principalmente por elementos de baixo número atômico, como carbono, hidrogênio e oxigênio, o que resulta em uma baixa atenuação dos raios X e, consequentemente, em baixo contraste nas imagens (BOERCKEL et al., 2014). Essa limitação reduz a aplicabilidade direta da microCT em amostras biológicas não mineralizadas.

Para superar essa limitação, o uso de contrastes radiodensos tem sido amplamente adotado. Substâncias como iodo, ósmio, prata e outros metais pesados são comumente utilizadas para impregnar os tecidos moles, aumentando sua atenuação dos raios X e melhorando o contraste das imagens (YOSHIDA; NAKAMURA; MATSUMOTO, 2014). O uso de iodo, por exemplo, tem se mostrado eficaz na visualização de sistemas vasculares e órgãos, enquanto o ósmio é utilizado para destacar membranas celulares (DESCAMPS et al., 2014). Essas técnicas permitem uma visualização detalhada de estruturas biológicas que, de outra forma, seriam invisíveis com a microCT convencional.

2.6.2 Aplicações da microCT em diversas áreas biológicas

A microCT tem sido aplicada em uma ampla gama de estudos biológicos. Na paleontologia, por exemplo, a técnica é utilizada para analisar fósseis de forma não destrutiva, revelando detalhes da anatomia interna sem a necessidade de dissecação física (DUARTE, 2015). Na neurociência, a microCT, com o auxílio de contrastes radiodensos, é empregada para visualizar redes neuronais e a estrutura de tecidos cerebrais, auxiliando no estudo de doenças neurodegenerativas, como Alzheimer e Parkinson (MESCHKE; WILLIAMS; JONES, 2019).

Outra aplicação importante da microCT está na biologia do desenvolvimento, onde pesquisadores acompanham o crescimento e a morfologia de organismos em estágios embrionários, revelando mudanças detalhadas na formação dos tecidos (MEBARKI; DUPONT;

MEUNIER, 2020). A técnica também é aplicada na análise de tecidos vegetais, permitindo o estudo da anatomia interna de plantas, raízes e da distribuição de água e nutrientes.

2.6.3 Vantagens e limitações da microCT em amostras biológicas

A microCT oferece diversas vantagens, como a análise não destrutiva em três dimensões, essencial em estudos que exigem a preservação da amostra, como em pesquisas com espécimes raros ou valiosos. Além disso, a técnica permite uma resolução micrométrica, possibilitando a observação de detalhes estruturais muito finos.

Por outro lado, a microCT apresenta algumas limitações, especialmente na visualização de tecidos moles sem o uso de contrastes, devido à baixa atenuação dos raios X por esses tecidos. O tempo de aquisição para imagens de alta qualidade pode ser longo, e a dose de radiação deve ser monitorada para evitar danos a amostras mais sensíveis, particularmente em estudos com amostras vivas (COOPER; SMITH; BROWN, 2016).

2.6.4 O colo de útero

O cérvix uterino, também conhecido como colo uterino, é uma estrutura fibromuscular localizada na porção inferior do útero. Possui um formato cilíndrico ou cônico, medindo entre 3 e 4 cm de comprimento e cerca de 2,5 cm de diâmetro. Essas dimensões, no entanto, podem variar conforme a idade, o número de partos (paridade) e o ciclo menstrual da mulher. A extremidade superior do colo se continua com o istmo do útero, enquanto a extremidade inferior termina na porção superior da vagina, abrindo-se nesta última através do orifício cervical externo.

Anatomicamente, o colo uterino é dividido em duas partes: a ectocérvice e a endocérvice. A ectocérvice é revestida por um epitélio escamoso estratificado róseo, composto por várias camadas de células. A endocérvice, por sua vez, corresponde ao canal cervical, que se inicia no orifício anatômico interno, em continuidade com o endométrio, sendo revestida por um epitélio colunar avermelhado, formado por uma camada única de células colunares mucoprodutoras. A junção entre esses dois tipos de epitélio é denominada Junção Escamo-Colunar (JEC), onde se encontram células escamosas e glandulares.

Essa zona de transformação é de grande relevância clínica, pois é a região onde ocorrem a maioria das manifestações de carcinogênese cervical (TORTORA; GRABOWSKI, 2002).

2.6.5 O apêndice

O apêndice vermiforme, também conhecido como vermicular, é uma pequena bolsa com cerca de 10 cm de comprimento, localizada normalmente de maneira intraperitoneal, retrocecal ou na pelve menor. Ele está conectado ao final do ceco, que é a primeira porção do intestino grosso, situada na região inferior direita do abdômen. Uma característica importante do apêndice é a presença de um agrupamento de folículos linfóides em sua

parede, que compõem o tecido linfóide associado à mucosa intestinal. O GALT (*Gut Associated Lymphoid Tissue*) é um tipo de tecido linfóide que protege o corpo contra invasões microbianas provenientes do trato gastrointestinal. Além disso, o apêndice abriga bactérias intestinais benéficas que auxiliam na digestão e ajudam a prevenir infecções.

No entanto, quando o apêndice é obstruído, seja por fezes calcificadas ou por inflamação do tecido linfóide causada por corpos estranhos (como vírus, parasitas, cálculos biliares ou tumores), essa obstrução pode aumentar a pressão interna, reduzindo o fluxo sanguíneo. Isso resulta em lesões e necrose do tecido, levando à condição conhecida como apendicite. Caso o processo de obstrução não seja tratado rapidamente, o apêndice pode romper e liberar bactérias na cavidade abdominal, provocando uma condição potencialmente grave chamada peritonite (D'ÂNGELO; FATTINI, 2001).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

As imagens ginecológicas e gastrointestinais foram adquiridas utilizando o microtomógrafo Phoenix V|tomex|M300, um equipamento de alta precisão projetado para análises de estruturas em microCT. A metodologia aplicada envolveu não apenas a aquisição das imagens, mas também a análise qualitativa e o processamento das mesmas, buscando ilustrar a eficácia da microCT na visualização de microestruturas anatômicas. Com essa técnica, foi possível obter imagens que evidenciam a morfologia interna das amostras, demonstrando a eficácia dos métodos empregados em revelar detalhes estruturais que poderiam ser invisíveis em métodos menos avançados.

Figura 15 – Sistema de microCT Phoenix V|tomex|m.

3.2 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

3.2.1 Conservação inicial e contraste radiodenso

Para preservar a integridade celular e tecidual, as amostras foram inicialmente conservadas em solução de formol a 10%, mantidas à temperatura ambiente por pelo menos 24

horas. Esse processo é essencial para manter a estrutura morfológica e celular dos tecidos, permitindo que permaneçam estáveis durante as etapas subsequentes de preparação e aquisição de imagens.

Após a etapa de formol, as amostras foram submetidas a lavagens com água destilada e posteriormente imersas em solução de Lugol a 10%, composta por I_2 (1%) e KI_2 (2%) em água destilada. O iodo presente na solução atua como agente de contraste radiodenso, incrementando a absorção dos raios X pelas amostras e, consequentemente, aumentando o contraste na imagem final, um aspecto crítico para a análise detalhada de estruturas menos densas.

3.2.2 Estabilização e preparo para aquisição

As amostras foram conservadas em geladeira a temperaturas entre 2°C e 10°C para retardar a degradação tecidual. Antes da aquisição das imagens, cada amostra foi cuidadosamente lavada para remover qualquer resíduo de Lugol, evitando excesso de coloração. Em seguida, foram secas com papel absorvente e embaladas a vácuo em filme de PVC (polímero), fixadas sobre isopor (poliestireno). Esse suporte estabiliza mecanicamente as amostras, evitando movimentos durante a aquisição de imagens e, portanto, minimizando possíveis artefatos. Após a aquisição, as amostras foram imersas novamente na solução de iodo para preservar a qualidade estrutural e remover possíveis resíduos remanescentes.

3.3 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

O equipamento Phoenix V|tomex|M300 utilizado é equipado com um tubo de raios X nanofocal, com capacidade de até 180 kV a 15 W, e um segundo tubo de alta potência microfocal, com projeções de até 300 kV a 500 W. Os filamentos de ambos os tubos são compostos de tungstênio, e o sistema de resfriamento interno garante a estabilidade do feixe ao longo das aquisições. As imagens foram capturadas utilizando o detector digital GE PXR250RT, com uma matriz de 2014 x 2014 pixels e dimensões de aproximadamente 402.8 x 404.8 mm, garantindo alta resolução e detalhamento nas imagens (GE MEASUREMENT & CONTROL, 2014).

Os parâmetros de aquisição apresentados na Tabela 1 foram definidos de acordo com as características morfológicas específicas de cada amostra, visando otimizar a qualidade das imagens obtidas e assegurar a acurácia da reconstrução tridimensional. A tensão e a corrente aplicadas ao tubo de raios X influenciam diretamente a energia e a intensidade do feixe. Para a amostra de útero, optou-se por uma tensão mais elevada (120 kV) e corrente de 270 µA, a fim de garantir adequada penetração dos fótons em uma estrutura de maior espessura. Em contrapartida, a aquisição das imagens do apêndice foi realizada com tensão de 110 kV e corrente de 240 µA, combinadas a um voxel de menor dimensão (26 µm), o que possibilitou maior resolução espacial e detalhamento das estruturas vasculares.

Tabela 1 – Parâmetros de aquisição das amostras

Parâmetros	**Útero**	**Apêndices**
Tensão	120 kV	110 kV
Corrente	270 μA	240 μA
Tamanho do Voxel	42 μm	26 μm
Filtro	Al - 0,50 mm	Cu - 1,50 mm
Tempo de Exposição	333 ms	500 ms
Número de Frames/Skip	5/2	5/1
Número de Imagens	1200	1200
Rotação do Sistema	360º	360º

A seleção dos filtros também foi ajustada conforme a amostra: utilizou-se um filtro de alumínio (0,5 mm) para o útero e um de cobre (1,5 mm) para o apêndice, com o objetivo de atenuar os fótons de baixa energia, minimizando artefatos como o endurecimento do feixe (beam hardening). Além disso, o tempo de exposição mais longo para o apêndice (500 ms) contribuiu para a melhora da razão sinal-ruído, fator especialmente relevante em voxels menores. Dessa forma, a combinação dos parâmetros adotados assegurou a obtenção de imagens com equilíbrio entre contraste, resolução e fidelidade morfológica, adequadas para as análises subsequentes.

3.4 RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS

A reconstrução das imagens foi realizada com o software Phoenix Datos|x Reconstruction, um programa de alta precisão desenvolvido para gerar dados volumétricos e permitir a visualização tridimensional das estruturas escaneadas. Esse software possui ferramentas para corrigir automaticamente artefatos comuns em microCT, como desalinhamentos e artefatos de anel, além de reduzir ruídos, aprimorando a qualidade da imagem final.

3.4.0.1 Detalhes do Phoenix Datos|x Reconstruction

O *Phoenix Datos|x Reconstruction* é ideal para metrologia 3D e análise de alta precisão (MANTOVANI, 2013). Ele permite a visualização das fatias nos três planos ortogonais (XY, XZ e YZ) e emprega renderização volumétrica para transformar as fatias bidimensionais das amostras em uma imagem tridimensional coesa.

Antes da reconstrução, o módulo *Image Control* permite a seleção de ângulos de visualização a cada 90º para garantir o ajuste ideal do arquivo. Após a configuração, a função *Scan/Optimiser* corrige desalinhamentos e ruídos, enquanto a função *bhc+* aplica filtros para minimizar o *beam hardening*. A função *Observation ROI* é ativada para subtrair

o fundo antes da reconstrução, permitindo um controle preciso do *threshold* para ajustar os níveis de contraste e brilho da imagem final.

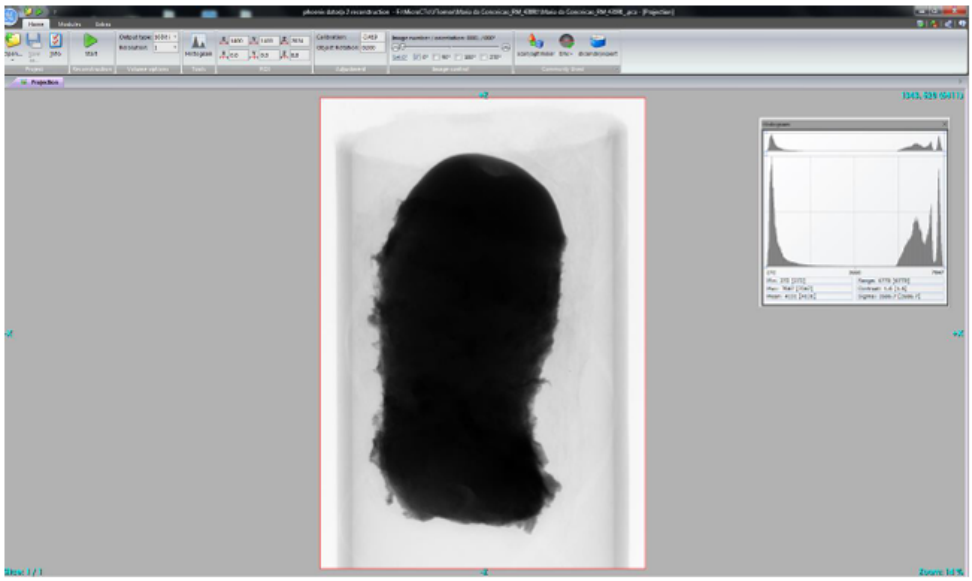

Figura 16 – Interface do programa Datos|x na reconstrução do colo de útero.

3.5 VISUALIZAÇÃO E ANÁLISE DAS IMAGENS

Para a análise das imagens reconstruídas, foi utilizado o software *Dragonfly*, versão 2022.2.0.1399 (Object Research Systems (ORS) Inc., 2025). Este programa fornece ferramentas avançadas para visualização em 3D, segmentação e análise quantitativa, permitindo a obtenção de dados precisos sobre a morfologia e a organização estrutural das amostras.

Uma característica vantajosa do *Dragonfly* é sua licença gratuita, que oferece diversas funcionalidades sem custo adicional, ideal para uso acadêmico e científico. A interface do software possibilita a visualização simultânea em 3D e 2D, dividindo a tela em quatro painéis: um para a reconstrução 3D e três para as vistas axial, transversal e coronal em 2D, permitindo uma análise detalhada das estruturas internas.

Na interface do *Dragonfly*, cada região de interesse (ROI) foi mapeada em imagens 2D. Utilizando a função de interpolação, as fatias foram combinadas para criar uma ROI completa para cada estrutura de interesse.

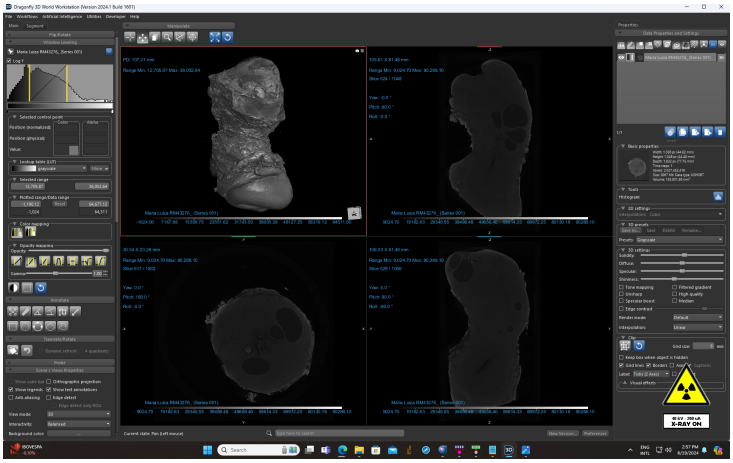

Figura 17 – Interface do programa Dragonfly|x na visualização e análise do colo de útero.

3.5.1 Aplicação nas amostras

Para o útero, foram identificados e mapeados os miomas. Cada mioma foi delimitado em uma ROI nas imagens 2D, e a interpolação foi aplicada para gerar uma ROI contínua para cada estrutura. Esse processo foi repetido para todos os miomas observados, garantindo precisão na segmentação.

No caso do apêndice, a análise envolveu todo o volume do órgão. A ROI foi desenhada ao longo das imagens 2D, e a interpolação foi utilizada para gerar uma região contínua de interesse, permitindo a comparação entre um apêndice saudável e um inflamado. A segmentação incluiu a análise das variações nos vasos sanguíneos, possibilitando uma avaliação comparativa da vascularização em estados de saúde e inflamação.

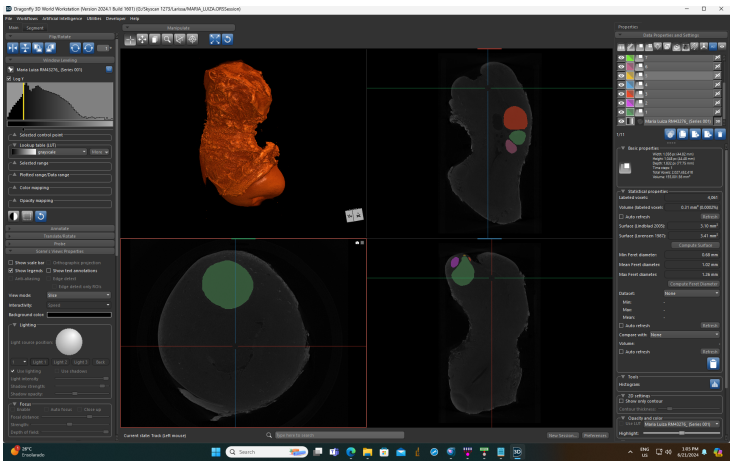

Figura 18 – Interface do programa *Dragonfly* para desenho das regiões de interesse do colo de útero.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, apresentamos os resultados obtidos através da análise microtomográfica de amostras ginecológicas e gastrointestinais, incluindo visualizações tridimensionais (3D) detalhadas das estruturas e a quantificação de características específicas das regiões de interesse (ROI). O uso da microCT possibilitou uma visualização aprimorada das microestruturas anatômicas e uma quantificação precisa dos volumes, superfícies e diâmetros das regiões analisadas. As análises foram realizadas com o software *Dragonfly*, cuja interface oferece ferramentas avançadas para a medição e segmentação das áreas de interesse.

4.1 RESULTADOS PARA O ÚTERO

Cada região de interesse do útero, no caso os miomas mapeados, foi selecionada individualmente e submetida ao processo de *Volume Thickness* no software *Dragonfly*, que gera uma reconstrução tridimensional das regiões em uma escala de cores, indicando a espessura de cada parte analisada. Esse processo permitiu uma visualização detalhada dos miomas dentro do modelo 3D do órgão, destacando as variações de espessura em cada mioma. Para otimizar a visualização, a opacidade do tecido uterino foi ajustada, permitindo que os miomas, destacados na reconstrução, se sobressaíssem em relação ao restante da estrutura anatômica, conforme mostrado na Figura 19.

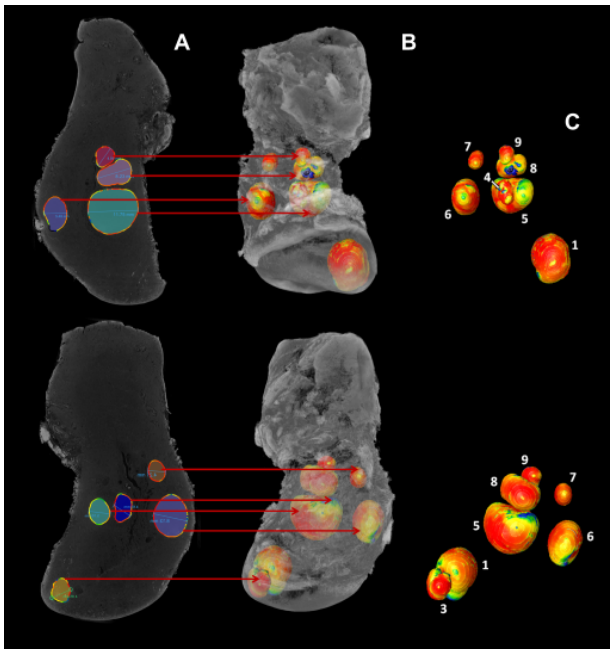

Figura 19 – Regiões de interesse (ROI) em imagens bidimensionais (Fig. 19A) e aplicadas na reconstrução 3D (Fig. 19B), com volumes tridimensionais e codificação de cores correspondentes à espessura (Fig. 19C).

A partir das ROIs desenhadas e interpoladas, foi possível extrair dados quantitativos específicos de cada mioma, incluindo a área de superfície, volume, diâmetro mínimo e diâmetro máximo. Esses valores são apresentados na Tabela 2, permitindo uma análise detalhada das dimensões e características estruturais dos miomas, o que é fundamental para estudos comparativos em diagnóstico ginecológico.

Tabela 2 – Valores de superfície, volume, diâmetro mínimo e diâmetro máximo para cada mioma.

Mioma	**Superfície (mm^2)**	**Volume (mm^3)**	**Diâm. Mín. (mm)**	**Diâm. Máx. (mm)**
1	419.70	724.86	9.46	13.38
2	122.88	110.84	4.62	7.95
3	81.64	57.35	4.09	6.25
4	105.58	84.09	4.10	7.45
5	468.58	845.80	10.19	15.10
6	323.19	485.95	8.04	12.20
7	97.86	80.86	4.25	7.04
8	226.87	261.69	6.77	10.18
9	83.40	60.26	3.97	5.93

4.2 RESULTADOS PARA O APÊNDICE

Durante a análise, as ROIs foram selecionadas de forma a destacar tanto o volume total do apêndice quanto áreas específicas de vasos sanguíneos, que apresentavam alterações devido ao estado inflamatório. Foi realizado um mapeamento detalhado de regiões de interesse em seções selecionadas dos vasos sanguíneos, permitindo observar e quantificar mudanças morfológicas associadas à inflamação.

No apêndice inflamado, essas análises revelaram vasos sanguíneos dilatados e congestionados, características típicas do processo inflamatório que indicam aumento do fluxo sanguíneo e permeabilidade vascular na região afetada. Essa dilatação e o congestionamento dos vasos foram quantificados, demonstrando diferenças significativas em comparação com o apêndice saudável, onde os vasos mantinham sua estrutura regular. A análise volumétrica e de superfície possibilitou uma avaliação comparativa detalhada entre as amostras, reforçando a eficácia do uso da técnica de microCT para a detecção e quantificação de alterações estruturais em tecidos biológicos sob diferentes condições fisiológicas.

A Figura 20 apresenta a comparação entre o apêndice saudável e o inflamado, com destaque para as alterações nos vasos sanguíneos.

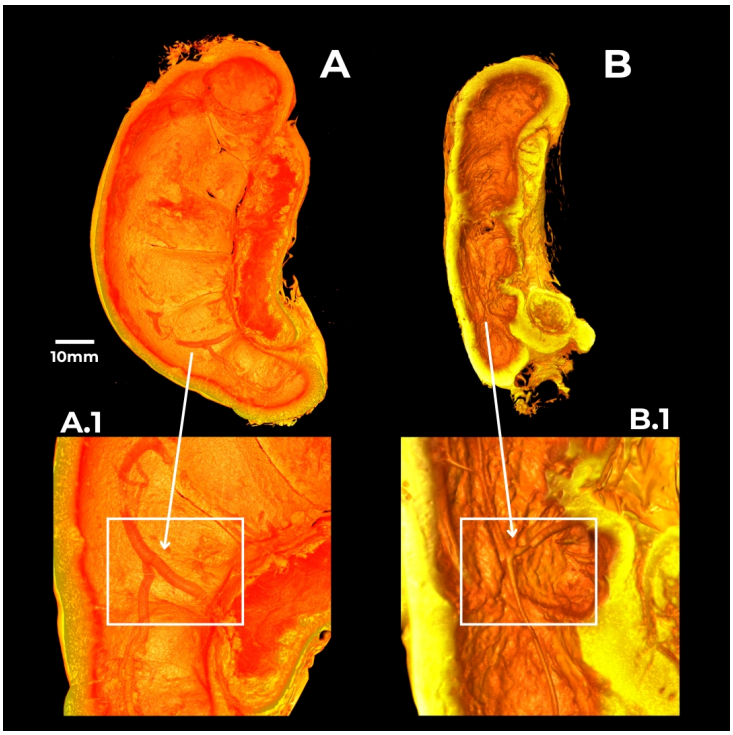

Figura 20 – Reconstrução 3D: Apêndice inflamado (A), Vasos sanguíneos dilatados e congestionados (A.1), Apêndice saudável (B) e Vasos sanguíneos saudáveis (B.1).

A quantificação das ROIs permitiu determinar os valores de volume, superfície, diâmetro mínimo e máximo das áreas de interesse no apêndice inflamado e saudável. A análise revelou um aumento de 8.1% no tamanho do apêndice inflamado e um aumento de 23% no volume dos vasos sanguíneos em comparação com o apêndice saudável. Esses resultados destacam como o processo inflamatório impacta as estruturas internas, especificamente em termos de vascularização e volume.

Tabela 3 – Valores de superfície, volume, diâmetro mínimo e diâmetro máximo para cada região de interesse no apêndice.

Região de Interesse (ROI)	**Superfície (mm^2)**	**Volume (mm^3)**	**Diâm. Mín. (mm)**	**Diâm. Máx. (mm)**
A (Apêndice Inflamado)	40.96	262.37	58.74	138.86
A.1 (Vaso Inflamado)	7.71	26.48	11.05	63.54
B (Apêndice Saudável)	41.17	212.98	52.54	116.62
B.1 (Vaso Saudável)	4.86	11.48	8.51	56.92

4.3 DISCUSSÃO

Nos resultados obtidos para as amostras de útero, a técnica de microCT demonstrou uma capacidade notável de capturar com precisão as dimensões dos miomas, quantificando parâmetros como superfície, volume e diâmetros máximo e mínimo. Esse detalhamento tridimensional foi essencial para distinguir as variações de tamanho e forma entre diferentes miomas. A análise de cada região de interesse (ROI) permitiu a obtenção de informações precisas sobre as estruturas internas, como mostrado nas reconstruções 3D. Essas reconstruções, codificadas por cores para representar espessuras variadas, facilitaram a interpretação visual das diferenças entre os miomas, permitindo observar irregularidades em suas morfologias, que poderiam indicar diferentes estágios de crescimento ou características patológicas particulares.

Para as amostras de apêndice, a microCT revelou mudanças significativas entre o tecido saudável e o inflamado. Nas regiões de interesse que englobam os vasos sanguíneos, observou-se dilatação e congestionamento nos vasos do apêndice inflamado. Esses achados confirmam a eficácia do contraste radiodenso, pois proporcionou uma visibilidade aprimorada das estruturas vasculares, essenciais para a análise de inflamação. A microCT também permitiu a quantificação do volume total do órgão e dos vasos sanguíneos, mostrando um aumento volumétrico no apêndice inflamado em comparação com o tecido saudável. Esse aumento foi quantificado em 8,1% para o órgão e 23% para os vasos sanguíneos, corroborando a associação entre inflamação e vascularização aumentada.

A análise comparativa entre as amostras saudáveis e inflamadas, assim como entre miomas de diferentes dimensões, ilustra a relevância da microCT para a investigação patológica. Além disso, os resultados evidenciam a importância do contraste radiodenso no aprimoramento da diferenciação entre tecidos, facilitando a visualização detalhada de estruturas internas que de outra forma poderiam ser de difícil acesso. Assim, o uso de microCT com segmentação e análise quantitativa revela-se vantajoso para o diagnóstico diferencial e a caracterização de alterações patológicas em amostras biológicas.

5 CONCLUSÃO

Este estudo evidenciou a microCT como uma técnica eficaz e não invasiva para a análise detalhada de amostras biológicas, especialmente aplicável para a observação de microestruturas em órgãos como o útero e o apêndice. O uso da microCT permitiu a obtenção de imagens tridimensionais de alta resolução, fundamentais para identificar e avaliar variações morfológicas, como a presença de miomas e inflamações. O emprego de soluções de contraste à base de iodo foi essencial para melhorar a absorção de raios X, gerando imagens com maior contraste e facilitando a diferenciação entre tecidos de densidades distintas. Esse contraste foi fundamental para a observação de tecidos moles e estruturas vasculares, especialmente no caso do apêndice inflamado, onde foi possível observar detalhadamente as dilatações vasculares associadas ao processo inflamatório.

A metodologia aplicada, incluindo a estabilização das amostras, a segmentação detalhada e a análise volumétrica por meio do software *Dragonfly*, garantiu uma abordagem robusta e detalhada, permitindo obter dados quantitativos precisos sobre o volume, superfície e diâmetros das regiões de interesse. No útero, a quantificação dos miomas proporcionou insights sobre as características morfológicas dessas estruturas, evidenciando variações que podem auxiliar na determinação de estágios de crescimento ou em estudos clínicos de patologias associadas. Para o apêndice, os resultados mostraram que o aumento da vascularização no órgão inflamado correlaciona-se diretamente com o estado inflamatório, indicando a capacidade da microCT em avaliar processos patológicos com alta sensibilidade.

A conclusão deste trabalho aponta que a microCT, quando associada a técnicas de segmentação e análise quantitativa, oferece uma ferramenta de grande potencial para a biomedicina e para o diagnóstico diferencial de doenças. A análise detalhada fornecida pela técnica contribui significativamente para o avanço no entendimento de processos patológicos, especialmente aqueles que envolvem alterações na microestrutura tecidual. O estudo também sugere que futuras pesquisas podem explorar a microCT como um método de referência para a análise tridimensional de tecidos e órgãos, além de seu potencial em exames in-vivo em pequenos animais. A continuidade dessa linha de pesquisa poderá fomentar novos desenvolvimentos em métodos diagnósticos e no aprimoramento de tratamentos, consolidando a microCT como uma técnica de análise essencial para a ciência biomédica e médica.

REFERÊNCIAS

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.]: Wiley-VCH, 1986. ISBN 978-0471011460.

BADEA, C. T. et al. In vivo small animal imaging using micro-ct and digital subtraction angiography. **Physics in Medicine and Biology**, v. 53, n. 19, p. 319–350, 2008.

BAIRD, E.; TAYLOR, G. X-ray micro computed-tomography. **Current Biology**, v. 27, n. 8, p. 289–291, 2017.

BECKMANN, F. et al. High density resolution in synchrotron-radiation-based attenuation-contrast microtomography. In: **Proc. SPIE 7078, Developments in X-Ray Tomography VI**. San Diego: [s.n.], 2008. p. 70781D, 1–13.

BOERCKEL, J. D. et al. Microcomputed tomography: approaches and applications in bioengineering. **StemCell Research Therapy**, v. 5, n. 6, p. 144, 2014.

BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Fourth, north american. [S.l.]: LWW, 2020. Publication date: November 12, 2020. ISBN 978-1975103224.

BUZUG, T. M. **Computed Tomography from Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT**. [S.l.]: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.

CLARK, D. P.; BADEA, C. T. Micro-ct of rodents: state-of-the-art and future perspectives. **Physica Medica**, v. 30, n. 6, p. 619–634, 2014.

CNUDDE, V.; BOONE, M. N. High-resolution x-ray computed tomography in geosciences: A review of the current technology and applications. **Earth-Science Reviews**, v. 123, p. 1–17, 2013.

COOPER, D.; SMITH, J. M.; BROWN, T. Microct for biological specimens: A review of techniques and applications. **Journal of Microscopy**, v. 263, n. 1, p. 32–45, 2016.

CORMACK, A. M. Representation of a function by its line integrals with some radiological applications. **Journal of Applied Physics**, 1963.

DESCAMPS, E. et al. Enhanced imaging of biological tissues with microct. **Analytical Chemistry**, v. 86, n. 18, p. 9315–9323, 2014.

DING, M.; ODGAARD, A.; HVID, I. Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-ct scanning. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 323–326, March 1999.

DUARTE, C. G. Non-destructive fossil imaging using microct. **Paleobiology Review**, v. 13, n. 1, p. 78–102, 2015.

D'ÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. M. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2nd. ed. São Paulo, Brasil: Atheneu, 2001.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica - Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**. 1. ed. [S.l.]: GEN LTC, 1979. ISBN 9788570013095.

FELDKAMP, L. A.; DAVIS, L. C.; KRESS, J. W. Practical cone-beam algorithm. **Journal of the Optical Society of America**, v. 1, p. 612–619, 1984.

FESER, M. et al. Sub-micron resolution ct for failure analysis and process development. **Measurement Science and Technology**, v. 19, p. 1–8, 2008.

GEET, M. V.; SWENNEN, R. et al. Quantitative 3d-fracture analysis by means of microfocus x-ray computer tomography (μct): an example from coal. **Geophysical Research Letters**, v. 28, n. 17, p. 3333–3336, 2001.

GMBH, C. Z. M. **Resolution of a 3D X-ray microscope**. [S.l.], 2013. Technical note, Germany.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Processamento de Imagens Digitais**. [S.l.]: Edgard Blucher, 2000.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Digital Image Processing**. 2nd. ed. New Jersey, USA: Prentice Hall, 2002.

HOLDSWORTH, D. W.; THORNTON, M. M. Micro-ct in small animal and specimen imaging. **Trends in Biotechnology**, v. 20, n. 8, p. 34–39, 2002.

ITO, M. et al. Analysis of trabecular microarchitecture of human iliac bone using microcomputed tomography in patients with hip arthrosis with or without vertebral fracture. **Bone**, v. 23, n. 2, p. 163–169, August 1998.

KIM, D. G. et al. The effect of microcomputed tomography scanning and reconstruction voxel size on the accuracy of stereological measurements in human cancellous bone. **Bone**, v. 35, p. 1375–1382, 2004.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 3rd. ed. [S.l.]: Wiley, 2000.

LANDIS, E. N.; KEANE, D. T. X-ray microtomography. **Materials Characterization**, v. 61, n. 12, p. 1305–1316, 2010. Acesso em: 12 jun. 2024, 16:33. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.matchar.2010.09.012.

LITJENS, G. et al. A survey on deep learning in medical image analysis. **Medical Image Analysis**, v. 42, p. 60–88, 2017.

LOPES, A. P. et al. Análise tridimensional de rochas por meio de microtomografia computadorizada de raios x integrada à petrografia. **Geociências**, v. 31, n. 1, p. 129–142, 2012.

MANTOVANI, D. **Processing Tomography Images for Biomedical Analysis**. [S.l.]: Springer, 2013.

MEBARKI, M.; DUPONT, A.; MEUNIER, S. Embryogenesis visualization using microct. **Developmental Biology**, v. 468, n. 2, p. 88–102, 2020.

MESCHKE, C.; WILLIAMS, J. L.; JONES, B. Microct in neuroscience: Imaging brain structures. **Neuroscience Imaging Review**, v. 25, n. 4, p. 450–467, 2019.

MICROCT, B. **MicroCT 3D registration after tooth canal procedure: removed volume, drill debris and touched untouched surface**. [S.l.], 2017. Method not MN110.

MITCHELL, J. Applications of microct in biological sciences. **Biological Imaging Review**, v. 5, n. 2, p. 120–145, 2018.

MüLLER, R. et al. Morphometric analysis of human bone biopsies: A quantitative structural comparison of histological section and micro-computed tomography. **Bone**, v. 23, n. 1, p. 59–66, 1988.

MüLLER, R. et al. Morphometric analysis of human bone biopsies: A quantitative structural comparison of histological section and micro-computed tomography. **Bone**, v. 23, n. 1, p. 59–66, 2008.

NABEL, E.; HEIDT, H.; STADE, J. Comparison of microfocus x-rays units. **British Journal of Nondestructive Testing**, v. 28, p. 133–153, 1986.

Object Research Systems (ORS) Inc. **Dragonfly – Advanced 3D Visualization and Analysis Software**. 2025. https://www.theobjects.com/dragonfly. Acesso em: maio de 2024.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

OTSU, N. A threshold selection method from gray-level histograms. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, v. 9, n. 1, p. 62–66, 1975.

PAL, N. R.; PAL, S. K. A review on image segmentation techniques. **Pattern Recognition**, v. 26, n. 9, p. 1277–1294, 1993.

PAUWELS, R. et al. Technical aspects of dental cbct: state of the art. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 44, p. 20140224, 2015.

PRATT, W. K. **Digital Image Processing**. 3rd. ed. New York, USA: John Wiley & Sons, 2001.

RUSS, J. C.; NEAL, F. B. **The Image Processing Handbook**. 7th. ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2016.

RöNTGEN, W. C. On a new kind of rays. **Nature**, v. 53, n. 1369, p. 274–277, 1896.

SAITOVICH, H. Cem anos da descoberta dos raios-x: caracterização estrutural de sólidos. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 17, n. 3, 1995.

SANTOS, T. M. P. **Otimização no processo microtomográfico para análise de rochas carbonáticas**. Dissertação (Dissertação de M.Sc.) — COPPE/UFRJ/Programa de Engenharia Nuclear, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2017.

SARKAR, P. S. et al. Development and characterization of a 3d cone beam tomography system. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 524, p. 377–384, 2004.

SCHAMBACH, S. J. et al. Vascular imaging in small rodents using micro-ct. **Methods**, v. 50, n. 1, p. 26–35, 2010.

STOCK, S. R. X-ray microtomography of materials. **International Materials Reviews**, v. 44, n. 4, p. 141–164, 1999. Acesso em: 16 jul. 2024, 15:51. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1179/095066099101528261.

TELES, A. P. **Aplicação da microtomografia computadorizada de Raios X por Dupla-Energia na caracterização de materiais porosos**. Tese (Doutorado) — UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2016.

TORTORA, G. J.; GRABOWSKI, S. R. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 9th. ed. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan, 2002.

YOSHIDA, S.; NAKAMURA, Y.; MATSUMOTO, T. Contrast-enhanced microct for soft tissue imaging. **Journal of Microscopy**, v. 254, n. 3, p. 170–177, 2014.

ZOHOOR, F.; SMITH, J.; BROWN, A. Dental microstructure analysis using microct. **Journal of Dental Research**, v. 98, n. 5, p. 437–446, 2019.