



DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA
AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA

Anderson Gomes de Paula

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
Davi Ferreira de Oliveira

RIO DE JANEIRO

Fevereiro de 2023

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA
AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA

Anderson Gomes de Paula

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

Davi Ferreira de Oliveira

Aprovada por: Prof. Ricardo Tadeu Lopes

Prof. Davi Ferreira de Oliveira

Dra. Olga Maria Rodrigues de Araújo

Prof. Joaquim Teixeira de Assis

Prof. Renato Pereira de Freitas

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

FEVEREIRO DE 2023

Paula, Anderson Gomes de

Desenvolvimento e caracterização de um sistema automatizado transportável de tomografia / Anderson Gomes de Paula – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2023.

XXIV, 188 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

Davi Ferreira de Oliveira

Proposta de Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/
Programa de Engenharia Nuclear, 2023.

Referências Bibliográficas: p. 175-186.

1. Tomografia Computadorizada. 2. Análise de Esculturas. 3. Patrimônio Histórico e Cultural. 4. Sistema automatizado I. Lopes, Ricardo Tadeu, et al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Ao professor Ricardo
que, para além da absoluta disponibilidade de todos os recursos disponíveis no LIN,
sensível aos prejuízos individuais por todos, devido ao flagelo causado pela pandemia
de COVID-19, colaborou fraterno e atento para a continuidade e conclusão deste
trabalho de pesquisa.
Ao senhor minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que através de Jesus Cristo viabilizou, com seu sangue, a remissão de nossos pecados e trazer a minha paz no momento exato.

A minha esposa por sua imensa compreensão, amor, companheirismo e parceria; para além das minhas expectativas e mais do que mereço.

Ao amigo pesquisador e professor Davi Ferreira de Oliveira, pelos conhecimentos compartilhados e convivência, exemplo de fibra moral e de personalidade genuína; para mim um exemplo de altruísmo.

À pesquisadora do LIN, Olga Maria Oliveira de Araújo por compartilhar conhecimentos, orientar às boas direções, pelo empenho, simplicidade e fraternidade.

Aos Professores Joaquim e Renato por terem aceitado contribuir com o aprimoramento deste trabalho de pesquisa.

Aos amigos do LIN Otacílio, Carlos Augusto, André, Sandro, Achilles, José Lopes, Marques, Carlos Castro, Ubiratan, Osmar e Marcelino pelas contribuições.

Aos colegas de convivência e de pesquisa Renan, Bruno, Soraya, Luan, João, Marcus e Caio pelas diversificadas colaborações.

Ao Marcelo José Gonçalves, pela amizade pura e sincera, pelos almoços descontraídos, pela presença, pelos momentos divertidos e pelo apoio nos momentos de tribulação.

As pesquisadoras, Aline Saddock de Sá Silva e Alessandra Silveira Machado, pelos esclarecimentos e colaborações, aos funcionários do Programa de Engenharia Nuclear: Jô, Liliane, Reginaldo e Cassia.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro.

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

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA
AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA

Anderson Gomes de Paula

Fevereiro/2023

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes
Davi Ferreira de Oliveira

Programa: Engenharia Nuclear

A tomografia computadorizada de raios X é um método não destrutivo que possibilita a obtenção de imagens tridimensionais de estruturas internas e externas de diversos tipos de amostras. Associando a tomografia computadorizada à arqueometria, tem-se a motivação deste trabalho na caracterização de um sistema tomográfico portátil; este, visa possibilitar a investigação e elaboração de arquivos imagéticos, para obras de arte, em particular esculturas em madeira *in loco*. Para tanto, o sistema composto de um detector *flat panel*, modelo GE DXR250U, uma mesa giratória, um tubo de raios X, modelo ICM CP120B, um sistema de controle por um *workstation* HP, modelo ZBOOK BANG & OLUFSEN, e um conjunto de *softwares* dedicados. A potencialidade do sistema foi avaliada segundo indicações das normas: BS EN 12543-5:1999, princípios da EM 462-5, ASTM E 2737-10 e ASTM 1695-95 (2001); sobre três indicadores de qualidade do tipo disco cilíndrico. Os resultados indicaram um tamanho focal de 0,8 mm, com Resolução Espacial de 400 μm , segundo a ASTM 1695-95 (2001), com potencialidade de identificação visual de defeitos, por picos de nível de cinza, em até 200 μm ; além disto, permite a quantificação volumétrica de defeitos, reconstrução em três dimensões, inclusive em escultura de grandes dimensões.

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

DEVELOPMENT AND CHARACTERIZATION OF AN AUTOMATED
TRANSPORTABLE TOMOGRAPHY SYSTEM

Anderson Gomes de Paula

February/2023

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes
Davi Ferreira de Oliveira

Department: Nuclear Engineering

X-ray computed tomography is a non-destructive method that makes it possible to obtain three-dimensional images of internal and external structures of distinct types of samples. Associating computed tomography with archaeometry, the motivation of this work is the characterization of a portable tomographic system; This one aims to enable the investigation and elaboration of image archives, for works of art, in particular wooden sculptures in loco. For this purpose, the system consists of a flat panel detector, model GE DXR250U, a turntable, an X-ray tube, model ICM CP120B, a workstation control system, model ZBOOK BANG & OLUFSEN hp, and a set of *software* dedicated. The system's potential was evaluated according to the following standards: BS EN 12543-5:1999, principles of EN 462-5, ASTM E 2737-10 and ASTM 1695-95 (2001); on three cylindrical disk-type quality indicators. The results indicated a focal size of $0,8mm$, with Spatial Resolution of $400\mu m$, according to ASTM 1695-95 (2001), with the potential for visual identification of defects, by gray level peaks, up to $200\mu m$; in addition, it allows the volumetric quantification of defects, reconstruction in three dimensions, even in large sculptures.

ÍNDICE

CAPÍTULO I.....	1
INTRODUÇÃO.....	1
I.1 – OBJETIVO.....	2
I.2 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	2
CAPÍTULO II.....	4
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
II.1. – RAIOS X.....	4
II.1.1 – AMPOLAS E TUBOS DE RAIOS X.....	5
II.2 – A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	9
II.3 – SISTEMA TOMOGRÁFICO	11
II.3.1 – AQUISIÇÃO DE DADOS – FLAT PANEL.....	13
II.3.1.1 –RESOLUÇÃO ESPACIAL BÁSICA - SR_b	19
II.3.1.2 – RELAÇÃO SINAL RUÍDO EM IMAGEM TOMOGRÁFICA - SNR ..	23
II.3.1.3 – RELAÇÃO SINAL RUÍDO NORMALIZADO – SNR_N	25
II.3.1.4 – ATRASO DO DETECTOR - LAG.....	25
II.3.1.5 – EFICIÊNCIA NA DETECÇÃO	25
II.3.1.6 – SENSIBILIDADE AO CONTRASTE - CS	26
II.3.2 – PROCESSAMENTO E RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM DIGITAL.....	30
II.3.2.1 – RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM DITAL EM TOMOGRAFIA	32
II.3.3 – EXIBIÇÃO DE IMAGEM, PÓS-PROCESSAMENTO DE IMAGEM, ARMAZENAMENTO E COMUNICAÇÃO	36
II.4 – QUALIDADE DA IMAGEM DIGITAL	37
II.4.1 – QUALIDADE DO FEIXE DE RADIAÇÃO.....	37
II.4.2 – TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS.....	38
II.5 – SISTEMAS DE TOMOGRAFIA E MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADAS	38

II.5.1 – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UM TOMÓGRAFO	40
II.5.2 – EVOLUÇÃO DOS TOMÓGRAFOS	41
II.5.2.1 – 1 ^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS	42
II.5.2.2 – 2 ^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS	43
II.5.2.3 – 3 ^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS	44
II.5.2.4 – 4 ^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS	45
II.5.2.5 – GERAÇÃO HÍBRIDA DE TOMÓGRAFOS	46
II.5.2.6 – 5 ^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS	47
II.5.2.7 – 6 ^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS	48
II.5.3 – A MICROTOMOGRÁFIA	49
II.6 – ESTADO DA ARTE EM ANÁLISES DE OBRAS DE PATRIMÔNIO HISTÓRICO E CULTURAL, POR APLICAÇÕES DE SISTEMAS TOMOGRÁFICOS.	51
CAPÍTULO III	60
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	60
III.1 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA	60
III.1.1 – EFEITO FOTOELÉTRICO/ ABSORÇÃO FOTOELÉTRICA	60
III.1.2 – EFEITO COMPTON	63
III.1.3 – PRODUÇÃO DE PARES	72
III.2 – EQUIPAMENTOS DE RAIOS X.....	73
III.2.1 – AMPOLA DE VIDRO.....	77
III.2.2 – CÁTODO.....	77
III.2.3 – ÂNODO	80
III.3 – PRODUÇÃO DE RAIOS X.....	82
III.3.1 – ESPECTRO CONTÍNUO.....	84
III.3.2 – ESPECTRO CARACTERÍSTICO	85
III.3.3 – FEIXE CÔNICO DE RAIOS X.....	86

CAPÍTULO IV	87
MATERIAIS E MÉTODOS.....	87
IV.1 — ARRANJO EXPERIMENTAL DO SISTEMA AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA	87
IV.1.1 — MODULO I – DETECÇÃO	89
IV.1.2 — MODULO II – MESA GIRATÓRIA COMPUTADORIZADA	90
IV.1.3 — MODULO III – TUBO DE RAIOS X.....	90
IV.1.4 — UNIDADE DE CONTROLE	93
IV.2 — CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA TOMOGRÁFICO	95
IV.2.1 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DE TUBO DE RAIOS X	97
IV.2.1.1 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DO TUBO DE RAIOS X DO SISTEMA.....	99
IV.2.1.1.1 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DO TUBO DE RAIOS X DO SISTEMA 1 ^o ENSAIO	100
IV.2.1.1.2 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DO TUBO DE RAIOS X DO SISTEMA 2 ^o ENSAIO	101
IV.2.2 — QUANTIFICAÇÃO DO DESEMPENHO DO SISTEMA DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC).....	103
IV.2.2.1 — DETERMINAÇÃO DA RESOLUÇÃO ESPACIAL SEGUNDO A NORMA ASTM 1695-95 (2001)	103
IV.2.2.2 — DETERMINAÇÃO DE TAMANHO DE DEFEITOS POR DIFERENCIAÇÃO DE PICOS EM NÍVEL DE CINZA.	107
IV.2.2.3 — CARACTERIZAÇÃO QUANTITATIVA E QUALITATIVA EM AMOSTRAS POR TOMOGRAFIA	117
IV.2.2.3.1 — TOMOGRAFIA EM 3D – ANÁLISE QUALITATIVA.....	118
IV.2.2.3.2 — BINARIZAÇÃO DE IMAGEM TOMOGRÁFICA.....	119
IV.2.2.3.3 — PARÂMETRO MORFOMÉTRICO.....	121
IV.3 — APLICAÇÃO DO SISTEMA AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA EM AMOSTRAS DE MADEIRA.	123
IV.3.1. — CARACTERIZAÇÃO POR TOMOGRAFIA DE ESCULTURA - CARRANCA	124
CAPÍTULO V	128

APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS, ANÁLISE E DISCUSSÃO	128
V.1 – CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA	128
V.1.1 – CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DE TUBO DE RAIOS X .	128
V.1.1.1 – 1 ^o ENSAIO – NA LARGURA DA IMAGEM.....	128
V.1.1.2 – 1 ^o ENSAIO – NA ALTURA DA IMAGEM	132
V.1.1.3 – 2 ^o ENSAIO – NA LARGURA DA IMAGEM.....	135
V.1.1.4 – 2 ^o ENSAIO – NA ALTURA DA IMAGEM	139
V.1.2 – MTF E SR.....	144
V.1.2.1 – MTF E SR SEGUNDO A NORMA ASTM 1695-95 (2001).....	144
V.1.3 – DETERMINAÇÃO DE TAMANHO DE DEFEITOS POR DIFERENCIAÇÃO DE PICOS EM NÍVEL DE CINZA.	147
V.1.4 — CARACTERIZAÇÃO QUANTITATIVA E QUALITATIVA POR TOMOGRAFIA EM INDICADORES DE QUALIDADE DE IMAGEM.....	151
V.1.4.1 — CARACTERIZAÇÃO PARA O PASSO ANGULAR DE 1 ^o	153
V.1.4.2 — CARACTERIZAÇÃO PARA O PASSO ANGULAR DE 5 ^o	156
V.1.4.3 — CARACTERIZAÇÃO PARA O PASSO ANGULAR DE 10 ^o	160
V.1.5 – CARACTERIZAÇÃO QUANTITATIVA E QUALITATIVA EM CARRANCA POR TOMOGRAFIA	163
CAPÍTULO VI	173
CONCLUSÕES E SUGESTÕES	173
VI.1- CONCLUSÕES	173
VI.1.3 – SUGESTÕES.....	174
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	175
ANEXO	187
ARTIGOS PUBLICADOS.....	187

LISTA DE SIGLAS

ACR	American College of Radiology
ASTM	American Society for Testing and Materials
BI	Burn In
DFT	Discrete Fourier Transform
CCD	Charge-Coupled Devices
CGR	Compagnie General e Radiologie
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CS	Contrast Sensitivity
CT	Computed Tomography
DDA	Digital Detector Array
DFD	Distância Fonte Detector
DFO	Distância Fonte Objeto
DOD	Distância Objeto Detector
DQE	Detection Quantum Efficiency
EMI	Electric and Musical Industries
END	Ensaio não Destrutivo
FOV	Field Of View
GE	General Electric Company ltd
GV	Gray Value
IL	Image Lag
IMACS	Image Management and Communication Systems
IUPAC	Union of Pure and Applied Chemistry
IP	Imaging Plate
KB	Kirkpatrick Baez
IQI	Image Quality Indicator
ISO	International Organization for Standardization
LAN	Local Area Network
LCD	Liquid Crystal Display
LUT	Look-Up Table
MSCT	Multi Slice Computed Tomography
MTF	Modulation Transfer Function
MTR	Material Thickness Range
NDT	Nondestructive testing
PACS	Picture Archiving and Communications Systems
TH	Thresholding
RD	Radiografia Digital
ROI	Region of Interesting
SMTR	Specific Material Thickness Range
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SNRn	Signal-to-Noise Ratio Normalized
SRb	Spatial Resolution Basic
STC	Sistem Computed Tomography
TFT	Thin Film Transistor
WAN	Wide Area Network
2D	Two Dimensions
3D	Three Dimensions

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 — Aspectos de ondas eletromagnéticas (Adaptado de NSRRC, 2023).....	4
Figura 2.2 — Primeira imagem por raios X obtida em público por Roentgen (ROY, 2022).....	5
Figura 2.3 — Réplica do primeiro experimento da descoberta de raios X de 1895; (A) Ampola de Crookes; (B) Sistema de vácuo ativo (C) Indutor de Ruehmkorff (BEHLING, 2020).....	6
Figura 2.4 — Ampolas de raios X pela empresa C.H.F. Müller AG, Hamburgo, Alemanha (BEHLING, 2020).....	6
Figura 2.5 — Ampola de íons para imagens estereoscópicas com raios X de 1912 (BEHLING, 2020).....	7
Figura 2.6 — Estereoscopia com raios X. (A) Esquema de raios X emitidos pelas extremidades internas da ampola, gerando projeções de imagens em posições distintas; (B) Equipamento estereoscópico para visualização das imagens (BEHLING, 2020).	7
Figura 2.7 — Alguns tipos de ampolas e tubo de raios X; (A) ampola de Wood; (B) Tubo Rotalix; (C) Ampola experimental; (D) Tubo Straton; (E) Anodo rotativo; (F) Tubo com anodo de transmissão (Adaptado de BEHLING, 2020).....	8
Figura 2.8 — Alguns tipos de equipamentos para geração de raios X (A) Tubo de mamografia B113 Varex; (B) Tubo de angiografia Siemens, série GigalixTM; (C) Tubo dental Philips FO12; (D) Tubo industrial ERESKO 300 MF4-R; (E) Tubo X-ray worX CT Microfocus; (F) Acelerador circular de elétrons PXB 7.5M Betatron (Adaptado de BEHLING, 2020).	9
Figura 2.9 — Processo tomográfico (Adaptado de XIANGYU et. al., 2021).....	10
Figura 2.10 — Representação de tipo de renderização (Adaptado de JOJI, 2022).....	10
Figura 2.11 — Geração de imagens em um sistema digital; (i) Aquisição de dados; (ii) Reconstrução de imagem; (iii) Exibição de imagem, pós-processamento de imagem, armazenamento e comunicação (ASTM E2736-10).	11
Figura 2.12 — Intensidade de radiação transmitida; (A) Um único material; (B) Vários tipos de materiais (Adaptado de IAEA, 2014).	14
Figura 2.13 — Evolução de sistemas de detecção; (a) Esquema simplificado; (b) Cronologia histórica (Adaptado de XIANGYU et. al., 2021; SEERAM, 2022).....	15
Figura 2.14 — Ilustração esquemática das estruturas internas de um detector Flat panel (Adaptado de XIANGYU et. al., 2021).....	16
Figura 2.15 — Ilustração esquemática, de geração de imagens por raios X, pela conversão direta com destaque para dispositivos eletrônicos periféricos (Adaptado de GRYNKO, 2022; SEERAM, 2022).	17

Figura 2.16 — Características de imagens em relação a quantidades de pixel (COPPE-UFRJ, 2003).	17
Figura 2.17 — Representação de matriz algébrica de pixel (GONZALEZ, 2008).	18
Figura 2.18 — Um par de linhas.	19
Figura 2.19 — Cinco pares de linhas.	20
Figura 2.20 — Resolução por pares de linhas (Adaptado de SEERAM, 2022).....	21
Figura 2.21 — Componente CTP714 do Phantom Catphan 700 (CATPHAN®, 2023).21	
Figura 2.22 — ROI sobre trecho com pares de linhas (Adaptado de IKUSHIMA et. al., 2022).	22
Figura 2.23 — Fidelidade da imagem (MTF) e Frequência espacial (SEERAM, 2022).	22
Figura 2.24 — Curvas MTF por dois Sistemas tomográficos, STC1 e STC2 (SEERAM, 2022).	23
Figura 2.25 — Escala de cores de pixel de 2 bits.	27
Figura 2.26 — Níveis de cinza de pixel com 8 bits (BOUKE, 2022).	27
Figura 2.27 — Mapa de imagem ou bitmap (TORONTO, 2022).	28
Figura 2.28 — Histograma (Adaptado de SEERAM, 2022).	30
Figura 2.29 — Convolução (A) Imagem de entrada; (B) operação de convolução; (C) Imagem de saída (Adaptado de SEERAM, 2022).	31
Figura 2.30 — Representação algébrica de Voxel; (A) Voxel; (B) Matriz de pixel (Adaptado de SEERAM, 2022).	33
Figura 2.31 — Geometria de feixe cônico (FELDKAMP et. al., 1984).	34
Figura 2.32 — Etapas básicas de processamento de imagem tomográfica digital (Adaptado de BHARODIYA, 2022).	36
Figura 2.33 — Primeiro protótipo de tomógrafo (A) Scanner de torno, (B) Primeira imagem tomográfica de cérebro (Adaptado de SCHULZ, et. al., 2021).	38
Figura 2.34 — Resolução espacial de objetos em função do diâmetro do objeto (Adaptado de WANG, 2020).	40
Figura 2.35 — Posições respectivas de tubo de raios X e detector para aquisição de imagem tomográfica (Adaptado de IAEA, 2014).	41
Figura 2.36 — Primeira geração de aparelho tomográfico. (A) Equipamento tomográfico; (B) Sistema de controle (HOUNSFIELD, 1973).	42

Figura 2.37 — Geometria de tomográfico de primeira geração (Adaptado de SEERAM, 2022).....	42
Figura 2.38 — Geometria de tomográfico de segunda geração (Adaptado de SEERAM, 2022).....	43
Figura 2.39 — Segunda geração de aparelho tomográfico (A) Equipamento tomográfico; (B) Computador de controle (Adaptado de SITTING, 2006).....	43
Figura 2.40 — Geometria de tomográfico de terceira geração (Adaptado de SEERAM, 2022).....	44
Figura 2.41 — Terceira geração de aparelho tomográfico; (D) Matriz de detectores; (R) Sentido de giro do gantry; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X (Wikimedia Commons, 2021).	44
Figura 2.42 — Geometria de tomográfico de quarta geração (Adaptado de SEERAM, 2022).....	45
Figura 2.43 — Quarta geração de aparelho tomográfico; (D) Matriz circular estacionária de detectores; (R) Sentido de giro do tubo de raios X; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X (Adaptado de GOULD, 2022).....	45
Figura 2.44 — Esquema de geração híbrida de aparelho tomográfico por feixe de elétrons; (F) Fonte de elétrons; (E) Feixe de elétrons; (V) Fonte de vácuo; (B) Bobina de foco; (C) Bobina de deflexão do feixe de elétrons; (D) Detectores; (A) Colimadores do alvo anelar de tungstênio; (M) Mesa de translado; (W) Alvo de tungstênio (Adaptado de ANDROULAKIS, 2017; SPRAWLS, 2020).	46
Figura 2.45 — Aparelho tomográfico, por feixe de elétrons, da geração híbrida; (F) Fonte de elétrons; (V) Fonte de vácuo; (B) Bobina de foco; (C) Bobina de deflexão do feixe de elétrons; (D) Detectores; (A) Colimadores do alvo anelar de tungstênio (Adaptado de CAO, 2018).....	47
Figura 2.46 — Esquema da geometria de tomográfico de quinta geração; (T) tubo de raios X; (S) Sentido da mesa; (D) Um detector; (M) Mesa de apoio de amostra; (H) Varredura espiral ou helicoidal (Adaptado de HUSSEIN, 2019).....	47
Figura 2.47 — Quinta geração de aparelho tomográfico; (D) Detectores; (R) Sentido de giro do tubo de raios X e detectores; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X; (M) Mesa de suporte da amostra (Adaptado de SPRAWLS, 2020; NERSISSIAN, 2021)...	48
Figura 2.48 — Esquema da geometria de tomográfico de sexta geração; (T) tubo de raios X; (S) Sentido da mesa; (D) Detectores; (M) Mesa de apoio de amostra; (H) Múltiplas varreduras em espiral ou helicoidal (Adaptado de HUSSEIN, 2019).....	48
Figura 2.49 — Sexta geração de aparelho tomográfico; (D) Detectores; (R) Sentido de giro do tubo de raios X e detectores; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X; (M) Mesa de suporte da amostra (Adaptado de SPRAWLS, 2020; NERSISSIAN, 2021)...	49
Figura 2.50 — Resolução espacial em função da energia de raios X para distintos materiais (Adaptado de SATO, 2019).	50

Figura 2.51 – Tomografia de busto de Nefertiti (ZENGER, 2021).....	52
Figura 2.52 – (A) Máscara de madeira, do final do século XVI; (B) Imagem microtomográfica (Adaptado de MIZUNO et. al., 2010).....	53
Figura 2.53 – Tomografia de estatua da escultura do Senhor bom Jesus do Bonfim; (A) Escultura em tomógrafo; (B) Detalhe na região da barriga da escultura; (C) Detalhe na região das costas da escultura (De ALMEIDA, 2018).	53
Figura 2.54 – (A) Múmia em vaso cerâmico; (B) Destaque de imagem tomográfica da parte cerâmica; (C) Destaque de imagem tomográfica em vista lateral (SALEEM, 2020).	54
Figura 2.55 – (a) Escultura de terracota em Cabul, Afeganistão; (B) Fragmento de dedo da escultura; (C) Imagem tomográfica em perspectiva do fragmento de dedo; (D) Imagem tomográfica com destaque de estruturas finas; (E) Imagem tomográfica com destaque de estruturas espessas (PRAT et. al., 2021).....	55
Figura 2.56 – Parte de sistema tomográfico de Oliveira (2021).....	56
Figura 2.57 – (A) Escultura de Nossa Senhora da Conceição; (B) Imagem tomográfica de escultura; (C) Imagem tomográfica com destaques; (D) Imagem tomográfica com destaques de características de seu interior (OLIVEIRA, 2021).....	56
Figura 2.58 – Tomografia de crânio do Rei Seqenenre Taa II (SALEEM, 2021).....	57
Figura 2.59 – (A) Tomografia de múmia peruana; (B) Imagem tomográfica com destaque de resquíio de massa cerebral (SEERAM, 2022).	57
Figura 2.60 – Tomografia de Phanton de madeira; (a) Imagem tomográfica destacando vazios, trinca e metal; (b) Imagem tomográfica axial inferior. (c) Imagem tomográfica de peça em madeira, indicando as regiões de análise; (d) Imagem tomográfica destacando emenda e nó; (e) Imagem tomográfica axial superior (OLIVEIRA et. al., 2022).	58
Figura 2.61 – Tomografia da cabeça de estatua de Santa Luzia; (a) Vista em perfil e destaques para item de fixação e emenda; (b) Destaques para item de fixação e olhos em vidro (OLIVEIRA et. al., 2022).	59
Figura 3.1 — Absorção fotoelétrica (Adaptado de GUNTORO et. al., 2019).....	61
Figura 3.2 — Nomenclatura para raios X característicos por Siegbahn e IUPAC (Adaptado de A. AL-OKOUR, 2020).	62
Figura 3.3 — Espalhamento Compton (adaptado de GUNTORO et. al., 2019).....	63
Figura 3.4 — Ângulos do fóton espalhado e do elétron de recuo (adaptado de QIAO et. al., 2021).....	64
Figura 3.5 — Ilustração para conservação de Energia e Momento – (A) Antes da interação e (B) após a interação (Adaptado de VALLEJOS, 2022).....	65

Figura 3.6 — Energia do fóton incidente e energia do elétron de recuo (Adaptado de VALLEJOS, 2022).	67
Figura 3.7 — Variação da intensidade de radiação espalhada por Efeito Compton de raios gama, em relação ao ângulo de espalhamento (Adaptado de KNOLL, 2000).	67
Figura 3.8 — Esfera de espalhamento cujo raio é o centro do elétron alvo (Adaptado de VALLEJOS, 2022).	69
Figura 3.9 — Distribuição angular de espalhamento Compton de raios Gama (Adaptado de VALLEJOS, 2022).	70
Figura 3.10 — Prevalência do Efeito Compton para energias e ângulos de espalhamento (Adaptado de HILL, 2020).	71
Figura 3.11 — Produção de pares elétron pósitron (Adaptado de KYONG, 2022).	72
Figura 3.12 — Ilustração da conservação de Momento.	72
Figura 3.13 — Os três principais processos de interação da radiação com a matéria (Adaptado de FABJAN, 2020).	73
Figura 3.14 — Unidades básicas de equipamento de raios X.	74
Figura 3.15 — Estrutura de um tubo de raios X de ânodo estacionário (Adaptado de SANGEETHA, 2020).	75
Figura 3.16 — Tubo estático de raios X (MATSUDA, 2022).	75
Figura 3.17 — Componentes de um tubo de raios X de ânodo rotativo (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).	76
Figura 3.18 — Componentes de ânodo rotativo (Adaptado de MATSUDA, 2022).	76
Figura 3.19 — Cátodo com dois filamentos (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).	78
Figura 3.20 — Polarização do copo focal (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).	79
Figura 3.21 — Relação entre corrente elétrica do filamento e corrente elétrica do tubo (adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).	79
Figura 3.22 — Ânodo estacionário e seu tamanho focal (Adaptado de SANGEETHA, 2020).	81
Figura 3.23 — (A) Vista lateral (B) Disco anódico (Adaptado de SANGEETHA, 2020; RADIOLOGY KEY, 2021).	81
Figura 3.24 — Ânodo rotatório em vistas (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).	82
Figura 3.25 — Processos radiativos no ânodo (Adaptado de ROQUE, 2019).	83

Figura 3.26 — Espectro de radiação X (Adaptado de KIERANMAHER- Wikimedia Commons).	84
Figura 3.27 — Energias de camadas eletrônicas por elementos químicos (AMPTEK-AMETEK, 2019).	85
Figura 3.28 — Diagrama básico de um sistema de tomografia transportável.....	86
Figura 4.1 — Esquema do sistema tomográfico, (DFD) Distância da fonte de raios X ao Detector, (DFO) Distância da fonte de raios X ao objeto.	87
Figura 4.2 — Sistema transportável de tomografia computadorizada.	88
Figura 4.3 — Sistema de detecção por flat panel - DXR 250U-W.	89
Figura 4.4 — Mesa giratória computadorizada.	90
Figura 4.5 — Tubo de raios X - ICM CP120B (TELEDYNE ICM, 2022).	91
Figura 4.6 — Unidade controladora móvel- Mobile Workstation.	93
Figura 4.7 — Tela Rhythm RT da GE de aquisição de imagens.....	94
Figura 4.8 — Tela de entrada de dados da mesa giratória.	95
Figura 4.9 — Posição de teste do objeto (BS EN 12543-5:1999).....	97
Figura 4.10 — Imagem de objeto com 1mm de diâmetro (Adaptado de BS EN 12543-5:1999).....	98
Figura 4.11 — Seleção na largura do 1 ^o ensaio de Imagem magnificada.	100
Figura 4.12 — Seleção na altura do 1 ^o ensaio de Imagem magnificada.	101
Figura 4.13 — Seleção na largura do 2 ^o ensaio de Imagem magnificada.	102
Figura 4.14 — Seleção na altura do 2 ^o ensaio de Imagem magnificada.	102
Figura 4.15 — IQI A em perfil.....	104
Figura 4.16 — Região de análise no disco (Adaptado de ASTM 1695-95 /2001).....	104
Figura 4.17 — (A) Representação de imagem tomográfica do disco, em vista superior; (B) Slice no disco e regiões para obtenção da MTF.	104
Figura 4.18 — Representação das funções ERF e MTF.....	105
Figura 4.19 — Representação da função MTF.....	105
Figura 4.20 — Regiões de análise para a MTF.....	106
Figura 4.21 — Variação do nível de cinza.	108

Figura 4.22 — Picos justapostos (Adaptado de OLIVEIRA, 2010).	108
Figura 4.23 — Picos de cinza não diferenciáveis em distância.....	109
Figura 4.24 — Picos de cinza diferenciáveis.	110
Figura 4.25 — IQI B (A) Vista em perfil; (B) Imagem em microtomografia com os diâmetros dos furos mensurados.	110
Figura 4.26 — IQI C Vista em perfil (A); imagem em microtomografia com diâmetros mensurados (B).....	111
Figura 4.27 — Tomografia por 1^0 do IQI B: (A) Distinção em 1,6mm; (B) Distinção em 1,0mm; (C) Distinção em 0,6mm; (D) Distinção em 0,4mm; (E) Distinção em 0,3mm; (F) Distinção em 0,2mm.	112
Figura 4.28 — Tomografia por 5^0 do IQI B, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).....	113
Figura 4.29 — Tomografia por 10^0 do IQI B, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).....	114
Figura 4.30 — Tomografia por 1^0 do IQI C, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).....	115
Figura 4.31 — Tomografia por 5^0 do IQI C: (A) Distinção em 1,6mm; (B) Distinção em 1,0mm, (C) Distinção em 0,6mm; (D) Distinção em 0,4mm; (E) Distinção em 0,3mm; (F) Distinção em 0,2mm.	116
Figura 4.32 — Tomografia por 10^0 do IQI C, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).....	117
Figura 4.33 — Aquisição, reconstrução e visualização de IQI.	118
Figura 4.34 — Planos anatômicos (Adaptado de: http://www.bodytrainer.tv).	118
Figura 4.35 — (A) Histograma bimodal; (B) Histograma multimodal.	120
Figura 4.36 — (A) Fatia reconstruída de objeto; (B) Seleção de uma região; (C) Histograma com frequência de valores de níveis de cinza e valor de TH escolhido; (D) Imagem binarizada (Adaptado de ARAÚJO, 2019).....	120
Figura 4.37 — Representação esquemática de obtenção de volumes por algoritmo; (A) volume unitário; (B) volume por três esferas; (C) Volume total; (D) Trecho de amostra em análise; (E) Representação esquemática parcial para obtenção de volume em uma amostra (Adaptado de https://br.freepik.com).	122

Figura 4.38 — Eixo medial ao longo de artefato com esferas ajustadas (Adaptado de REMY, 2002).	123
Figura 4.39 — (A) Imagem tomográfica; (B) Vazios na imagem tomográfica com mesmo valor de TH (Adaptado de ARAÚJO, 2019).....	123
Figura 4.40 — Carranca (A) Vista frontal; (B) Vista lateral esquerda; (C) Vista de trás; (D) Vista lateral direita.	125
Figura 4.41 — Objeto de estudo (A); (B) Regiões de aquisição; (C) Conjunto de imagens tomográficas de cada região; (D) Reconstrução em 3D de cada região de aquisição.	127
Figura 4.42 — Reconstrução em 3D; (A) Cada parte, limitada pelos Slices de intersecção; (B) Conjunto de Slices selecionados em cada parte; (C) Slices renumerados para reconstrução da imagem tomográfica; (D) Reconstrução em 3D do objeto.....	127
Figura 5.1 — Posições A e D, na largura, relacionada a I90% no 1 ^o ensaio.....	129
Figura 5.2 — Posições A e D, na largura, relacionada a I50% no 1 ^o ensaio.....	130
Figura 5.3 — Posições A e D, na altura, relacionada a I90% no 1 ^o ensaio.	133
Figura 5.4 — Posições A e D, na altura, relacionada a I50% no 1 ^o ensaio.	134
Figura 5.5 — Posições A e D, na largura, relacionada a I90% no 2 ^o ensaio.....	137
Figura 5.6 — Posições A e D, na largura, relacionada a I50% no 2 ^o ensaio.....	138
Figura 5.7 — Posições A e D, na altura, relacionada a I90% no 2 ^o ensaio.	141
Figura 5.8 — Posições A e D, na altura, relacionada a I50% no 2 ^o ensaio.	142
Figura 5.9 — Regiões de análise em slice de imagem tomográfica.....	145
Figura 5.10 — Análise da 6 ^o linha, em slice de imagem tomográfica IQI-B.....	147
Figura 5.11 — Análise da 5 ^o linha, em slice de imagem tomográfica IQI-B.....	148
Figura 5.12 — Análise da 4 ^o linha, em slice de imagem tomográfica IQI-B.....	148
Figura 5.13 — Análise da 5 ^o linha, em slice de imagem tomográfica IQI-C.....	149
Figura 5.14 — Análise da 4 ^o linha, em slice de imagem tomográfica IQI-C.....	149
Figura 5.15 — Análise da 3 ^o linha, em slice de imagem tomográfica IQI-C.....	150
Figura 5.16 — IQI-B em imagem tomográfica em passos de 1 ^o	151
Figura 5.17 — IQI-C em imagem tomográfica em passos de 1 ^o	152

Figura 5.18 — Em passos de 1^0 (A) Imagem tomográfica de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A em destaque colorido; (B) Imagem tomográfica de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A e IQI-B em destaques coloridos.....	152
Figura 5.19 — Em passos de 1^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-B, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-B com volumes em destaque.....	154
Figura 5.20 — Em passos de 1^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-C, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-C com volumes em destaque.....	155
Figura 5.21 — Em passos de 5^0 (A) Imagem tomográfica de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A e IQI-B em destaques coloridos; (B) Imagem tomográfica de IQI's empilhados em vista perspectiva.	157
Figura 5.22 — Em passos de 5^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-B, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-B com volumes em destaque.....	157
Figura 5.23 — Em passos de 5^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-C, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-C com volumes em destaque.....	159
Figura 5.24 — Em passos de 10^0 (A) Imagem tomográfica frontal de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A e IQI-B em destaques coloridos; (B) Imagem tomográfica dos IQI's empilhados segundo uma vista em perspectiva.	160
Figura 5.25 — Em passos de 10^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-B, com borda e vazios destaque em 10^0 ; (B) Imagem tomográfica de IQI-B com volumes em destaque.	161
Figura 5.26 — Em passos de 10^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-C em 10^0 , com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-C com volumes em destaque.....	162
Figura 5.27 — Imagem tomográfica da parte superior.	164
Figura 5.28 — Imagem tomográfica da parte central.....	164
Figura 5.29 — Imagem tomográfica da parte inferior.....	165
Figura 5.30 — Reconstrução 3D; (A) Vista em 0^0 , (B) Vista em 45^0 ; (C) Vista em 90^0 , (D) Vista em 180^0 , (E) Vista em 100^0 , (F) Vista em 315^0	165
Figura 5.31 — (A) Foto de vista superior; (B) Slice de Imagem em 3D no plano axial com marcadores; (C) Slice de Imagem em 3D no plano axial com marcadores.....	166
Figura 5.32 — (A) Foto frontal; (B) Slice de Imagem em 3D no plano coronal com marcadores; (C) Slice de Imagem em 3D no plano frontal com marcadores.....	167
Figura 5.33 — (A) Foto lateral esquerda; (B) Slice de Imagem em 3D no plano sagital com marcadores; (C) Slice de Imagem em 3D no plano sagital com marcadores.	168
Figura 5.34 — (A) Slice de região com material mais denso; (B) Ampliação do volume reconstruído do prego identificado.	168

Figura 5.35 — Imagem em vista frontal 0° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Imagem com defeitos localizados em escultura; (C) Defeitos destacados.	169
Figura 5.36 — Imagem em vista sagital 90° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Defeitos destacados.	170
Figura 5.37 — Imagem em vista sagital 270° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Defeitos destacados.	171
Figura 5.38 — Imagem em vista sagital 45° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Defeitos destacados.	172

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1	Quantidade de bits solicitados em um processamento de imagem.....	28
Quadro 4.1	Parâmetros utilizados na análise da escultura.....	126

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 — ALGUMAS PROPRIEDADES DE DETECTOR (ASTM E2736-10)	18
TABELA 4.1 — TUBO DE RAIOS X - DATASHEET DO ICM CP120B (TELEDYNE ICM, 2022).....	91
TABELA 4.2 — TESTES DE CARACTERIZAÇÃO RADIOGRÁFICO (OLIVEIRA, R. B & OLIVEIRA, D. 2021).....	96
TABELA 4.3 — CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS DO 1 ^o ENSAIO.....	100
TABELA 4.4 — CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS DO 2 ^o ENSAIO.....	101
TABELA 5.1 — INTENSIDADE A 90% NA LARGURA -1 ^o ENSAIO	129
TABELA 5.2 — INTENSIDADE A 90% DOS PONTOS A E D - 1 ^o ENSAIO	129
TABELA 5.3 — PONTOS ORDENADOS DE A E D DO 1 ^o ENSAIO.....	130
TABELA 5.4 — INTENSIDADE A 50% NA LARGURA - 1 ^o ENSAIO	130
TABELA 5.5 — PONTOS ORDENADOS DE B E C - 1 ^o ENSAIO.....	131
TABELA 5.6 — INTENSIDADE NA ALTURA A 90% - 1 ^o ENSAIO	132
TABELA 5.7 — INTENSIDADE NA ALTURA A 90% DOS PONTOS A E D - 1 ^o ENSAIO	133
TABELA 5.8 — PONTOS ORDENADOS DE A E D - 1 ^o ENSAIO	133
TABELA 5.9 — INTENSIDADE A 50% NA ALTURA - 1 ^o ENSAIO	134
TABELA 5.10 — PONTOS ORDENADOS DE B E C - 1 ^o ENSAIO.....	134
TABELA 5.11 — INTENSIDADE NA LARGURA A 90% - 2 ^o ENSAIO.....	136
TABELA 5.12 — INTENSIDADE A 90% DOS PONTOS A E D - 2 ^o ENSAIO	137
TABELA 5.13 — PONTOS ORDENADOS DE A E D DO 2 ^o ENSAIO.....	137
TABELA 5.14 — INTENSIDADE A 50% NA LARGURA DA IMAGEM - 2 ^o ENSAIO	138
TABELA 5.15 — PONTOS ORDENADOS DE B E C - 2 ^o ENSAIO.....	138
TABELA 5.16 — INTENSIDADE NA ALTURA A 50% E 90% - 2 ^o ENSAIO	140
TABELA 5.17 — INTENSIDADE NA ALTURA A 90% - 2 ^o ENSAIO	141

TABELA 5.18 — PONTOS ORDENADOS DE A E D - 2 ^o ENSAIO	141
TABELA 5.19 — INTENSIDADE NA ALTURA A 50% - 2 ^o ENSAIO	142
TABELA 5.20 — PONTOS ORDENADOS DE B E C - 2 ^o ENSAIO.....	142
TABELA 5.21 — TAMANHOS FOCALIS MÉDIOS OBTIDOS PELO 1 ^o E 2 ^o ENSAIOS	144
TABELA 5.22 — VALORES DE MTF A 10% DA INTENSIDADE MÁXIMA.....	146
TABELA 5.23 — DIFERENCIAÇÃO DE DEFEITOS POR PASSO ANGULAR... ..	150
TABELA 5.24 — VOLUME TOTAL POR LINHA DE FUROS (IQI-B).....	154
TABELA 5.25 — VOLUME INDIVIDUAL MÉDIO DE FURO (IQI-B).....	155
TABELA 5.26 — VOLUME TOTAL POR LINHA DE FUROS (IQI-C).....	156
TABELA 5.27 — VOLUME INDIVIDUAL MÉDIO DE FURO (IQI-C).....	156
TABELA 5.28 — 5 ^o VOLUME TOTAL POR LINHA DE FUROS (IQI-B).....	158
TABELA 5.29 — 5 ^o VOLUME INDIVIDUAL MÉDIO DE FURO (IQI-B).....	158
TABELA 5.30 — 5 ^o VOLUME TOTAL POR LINHA DE FUROS (IQI-C).....	159
TABELA 5.31 — 5 ^o VOLUME INDIVIDUAL MÉDIO DE FURO (IQI-C).....	160
TABELA 5.32 — 10 ^o VOLUME TOTAL POR LINHA DE FUROS (IQI-B).....	161
TABELA 5.33 — 10 ^o VOLUME INDIVIDUAL MÉDIO DE FURO (IQI-B).....	162
TABELA 5.34 — 10 ^o VOLUME TOTAL POR LINHA DE FUROS (IQI-C).....	162
TABELA 5.35 — 10 ^o VOLUME INDIVIDUAL MÉDIO DE FURO (IQI-C).....	163

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O estudo de aspectos estruturais, características físicas e mecânicas, em um artefato, é parte essencial do processo de caracterização e conservação de objetos pertencentes ao patrimônio histórico e cultural; devido aos avanços em tecnologias relacionadas ao diagnóstico, emprestadas em diferentes campos científicos, é possível minimizar a invasão e destrutividade que pode ocorrer em determinadas investigações, a depender do tipo de técnica utilizada (BOSSEMA *et. al.*, 2021).

Neste sentido, técnicas de imagem, tal qual a Tomografia Computadorizada (CT) por raios X fornece uma visão global de aspectos técnicos, da conservação e de materiais que compõe uma obra artística; tal técnica ocorre de maneira não invasiva e não destrutiva, gerando um conjunto de informações que podem, por exemplo, compor um arquivo de informações a respeito de uma obra; tais informações podem possibilitar, inclusive, a verificação de nível de originalidade em uma obra (MONTAINA *et. al.*, 2020).

Dado a potencialidade da CT em fornecer informações detalhadas do interior de uma peça, é verificado uma crescente em sua utilização para investigação de artefatos do patrimônio artístico e cultural; entretanto, comumente são utilizados equipamentos de CT médicos. Esta categoria de equipamentos possui um custo elevado e é de difícil disponibilidade por clínicas, dado que são intensamente utilizados em seu cotidiano e uma pausa de funcionamento na agenda médica implica em prejuízos financeiros.

Neste sentido, o presente trabalho apresenta um sistema de CT transportável, com custo sensivelmente menor, em relação a um equipamento médico; que somado à sua possibilidade de transladado, pode ser levado até o local de abrigo de peças do patrimônio histórico e cultural. Esta última característica é de fundamental importância, pois suprime a necessidade de obtenção de licenças para o deslocamento de artefatos, possibilita que obras fixas possam ser avaliadas *in loco*, ou analisar obras de inestimável valor que, apesar de móveis, não podem deixar seu abrigo; somado a isto, reduz significativamente a possibilidade de danos espúrios relacionados ao deslocamento, e simplifica a manutenção de eventual tutela por um curador.

Visando estabelecer o nível de qualidade das imagens geradas pelo sistema de CT transportável e seus limites de detecção, ele foi submetido a testes estabelecidos por normas internacionais que estabelecem características, medidas e quantidades específicas para sua validação; por exemplo, o tamanho focal do tubo e sua capacidade de resolução espacial.

Além disto, dado a potencialidade do sistema para artefatos de dimensões médias, conforme foi evidenciado no trabalho de Oliveira *et. al.* (2022), foi avaliado a capacidade de se realizar uma CT de uma escultura maior, de 330 mm de largura, 300 mm de profundidade e 710 mm de altura; devido a estas dimensões, foi necessário realizar três tomadas de CT, cada uma no valor médio de 1/3 da altura (base da escultura), 2/3 da altura (meio da escultura) e 3/3 da altura (parte superior da escultura).

O desafio foi verificar se a imagem tomográfica da escultura inteira, a partir da junção dos três tomogramas obtidos, mantém a qualidade de uma imagem tomográfica no que concerne à identificação de detalhes e características internas da peça.

I.1 – OBJETIVO

Esse trabalho teve por objetivo desenvolver e caracterizar um sistema de Tomografia Computadorizada transportável com objetivo de aplicação na análise de peças do Patrimônio Histórico e Cultural. O sistema deverá possibilitar a caracterização de esculturas de pequeno a médio porte, por exemplo, em relação a morfologia dos materiais, junções, trincas, desgaste e inserções.

I.2 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

No capítulo II tem-se uma revisão bibliográfica; esta, realizada de maneira contextualizada em relação ao estudo e aplicações da técnica de Tomografia computadorizada, um tipo de técnica de caracterização não destrutivas, para análise de esculturas do patrimônio histórico e cultural.

O capítulo III é apresentado a fundamentação teórica baseada na física das radiações relacionada à produção de raios X, em um tubo de raios X, tal qual seus principais

componentes e suas funções.

No capítulo IV é apresentado o sistema de tomografia transportável utilizado, suas características, funcionamento, a rotina utilizada nos ensaios, a apresentação dos materiais e dos métodos, utilizados na caracterização do sistema, tal qual a escultura ser estudada.

O capítulo V apresenta os resultados obtidos com a aplicação do sistema tomográfico transportável de Tomografia Computadorizada sobre a escultura, e sua performance.

Por fim o capítulo VI refere-se à conclusão do trabalho que é realizada, destacando os dados mais importantes obtidos durante o estudo, a eficiência do sistema empregado e as sugestões de trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentado o estado da arte em aplicações e sistemas de tomografia computadorizada e microtomografia computadorizada em análises de esculturas do patrimônio histórico e cultural.

II.1. – RAIOS X

Os raios X são ondas eletromagnéticas, de alta energia, e por esta razão é denominada radiação penetrante; no espectro eletromagnético está localizado entre os raios Ultravioleta e os raios Gama, conforme pode ser observado na figura 2.1. Com o avanço da tecnologia da produção de raios X, tem-se hoje a redução em comprimento de onda dos raios X, ultrapassando a faixa dos raios gama.

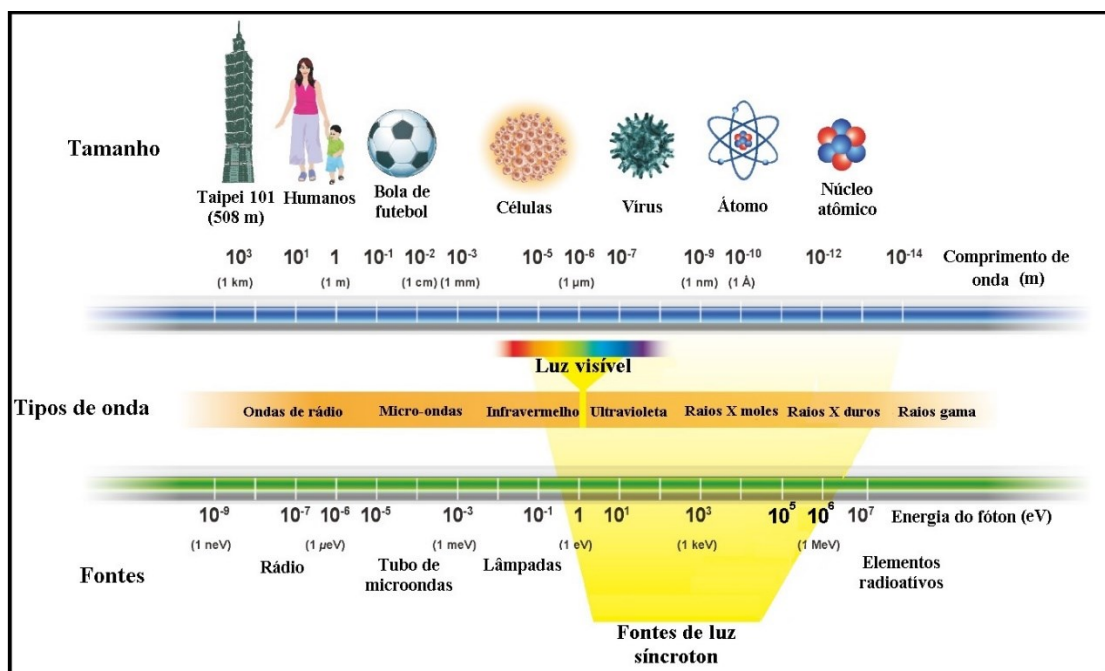


Figura 2.1 — Aspectos de ondas eletromagnéticas (Adaptado de NSRRC, 2023).

Oficialmente a descoberta é datada em 8 de novembro de 1895, por Wilhelm Conrad Roentgen, ao perceber seus efeitos na criação de imagens em telas fluorescentes e posteriormente, em chapas fotográficas; a primeira comunicação oral da descoberta foi feita na Sociedade de Würzburg em 23 de janeiro de 1896 em que Roentgen fez uma imagem de raios X da mão do anatomista Albert Rudolf von Kolliker (ROY, 2022), a imagem gerada segue na figura 2.2.



Figura 2.2 — Primeira imagem por raios X obtida em público por Roentgen (ROY, 2022).

Devido à capacidade penetrativa dos raios X, estes possibilitaram a primeira imagem de estruturas internas do corpo humano para fins médicos; esta descoberta foi reconhecida em 1901, quando Roentgen recebeu o primeiro prêmio Nobel de Física (ZENGER, 2021).

II.1.1 – AMPOLAS E TUBOS DE RAIOS X

A emissão de raios X pode ocorrer por diferentes processos físicos; a tecnologia para a produção de raios X seguiu evoluindo desde o primeiro equipamento apresentado por Roentgen em 1895; na figura 2.3, uma réplica do primeiro equipamento experimental de Roentgen em seu laboratório em Würzburg, na Alemanha, em que é possível

identificar uma ampola de Crookes simples, bombeada ativamente para a obtenção de vácuo em seu interior, e um grande indutor do tipo Ruehmkorff.



Figura 2.3 — Réplica do primeiro experimento da descoberta de raios X de 1895; (A) Ampola de Crookes; (B) Sistema de vácuo ativo (C) Indutor de Ruehmkorff (BEHLING, 2020).

No interior da ampola Crookes ocorre um pico de descarga elétrica com alta diferença de potencial elétrico (alta tensão), que, por sua vez, propõe o surgimento dos raios X; segundo Behling (2020) Roentgen notou que ao realizar o experimento surgia um brilho em uma tela de cintilação remota.

Desde a descoberta de Roentgen a utilização da radiação X em medicina se mostrou muito promissora, pois possibilitava obter informações de estruturas internas do corpo humano; isto impulsionou um número cada vez maior de empresas interessadas em desenvolver e aprimorar os equipamentos de produção de raios X, na figura 2.4 um exemplo de parte da quantidade de modelos de ampolas de raios X entre as décadas de 1898 e 1901, apenas pela empresa C.H.F. Müller AG, Hamburgo, Alemanha.

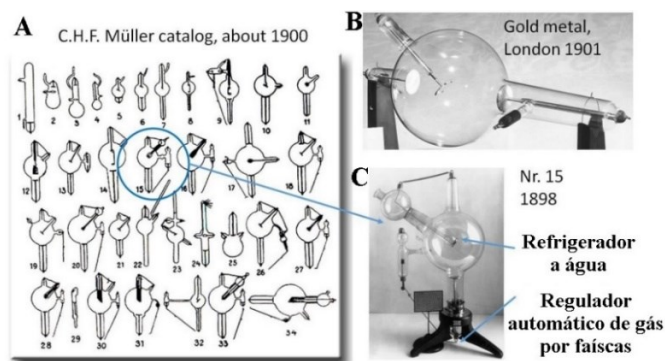


Figura 2.4 — Ampolas de raios X pela empresa C.H.F. Müller AG, Hamburgo, Alemanha (BEHLING, 2020).

Os modelos de ampolas de raios X seguem avançando, entre outros, para reduzir a temperatura de funcionamento e aumentar sua vida útil; surgem modelos refrigerados à água (figura 2.4C), a gás, com alvo de elétrons móvel, cátodos em formas distintas, cátodos móveis, ânodos móveis, em novas formas e novas tecnologias (BEHLING, 2018).

O interesse por equipamentos que possibilitassem imagens com informações mais completas proporciona o desenvolvimento, na década de 1912, da ampola de íons para imagens estereoscópicas (figura 2.5), que é um tipo de técnica que possibilita um efeito tridimensional em uma imagem plana; este efeito é obtido pela visualização em um equipamento, similar a um binóculo (figura 2.6-B), por duas imagens com projeção central tradicional (figura 2.6-A), oferecendo uma ilusão de profundidade, ou um aspecto de três dimensões na imagem (BEHLING, 2020).



Figura 2.5 — Ampola de íons para imagens estereoscópicas com raios X de 1912 (BEHLING, 2020).

Na figura 2.6, um esquema para a obtenção de duas imagens de projeção central e o equipamento de visualização estereoscópica.

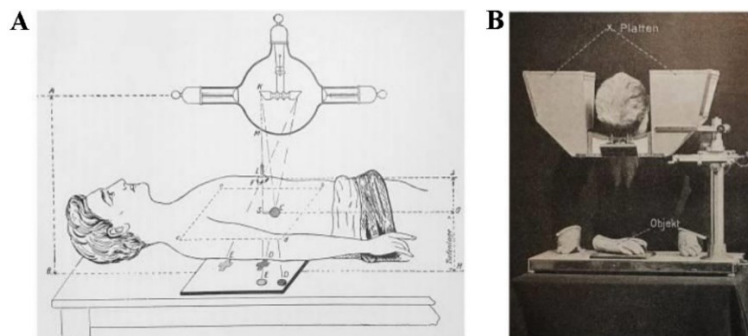


Figura 2.6 — Estereoscopia com raios X. (A) Esquema de raios X emitidos pelas extremidades internas da ampola, gerando projeções de imagens em posições distintas; (B) Equipamento estereoscópico para visualização das imagens (BEHLING, 2020).

De 1896 até a atualidade, é possível categorizar as ampolas de raios X em classes, ou tipos; entre estes, são exemplos: (i) Ampolas de estrutura rotativa, (ii) Ampolas de ânodo rotativo, (iii) Ampolas de ânodo panorâmico e (iv) Ampolas de ânodo por transmissão BEHLING (2020).

Na figura 2.7-A, o modelo de Robert Williams em que o cátodo é pendente em uma polia, enquanto o ponto focal é sobre a região de impacto dos elétrons no embolo de vidro rotativo; na figura 2.7-B a primeira ampola de alvo móvel (ânodo), comercializada pela Philips; já na figura 2.7-C a ampola experimental, de cátodo fixo por magnetismo, de corpo rotativo da Siemens; na figura 2.7-D, um tubo de corpo giratório da Siemens, com fixação magnética do feixe de elétrons, destinado para tomografia, na figura 2.7-E uma vista de ampola de vidro com ânodo rotativo em operação e finalmente na figura 2.7-F um tubo de raios X, do tipo microfoco, com anodo de transmissão (BEHLING, 2020).

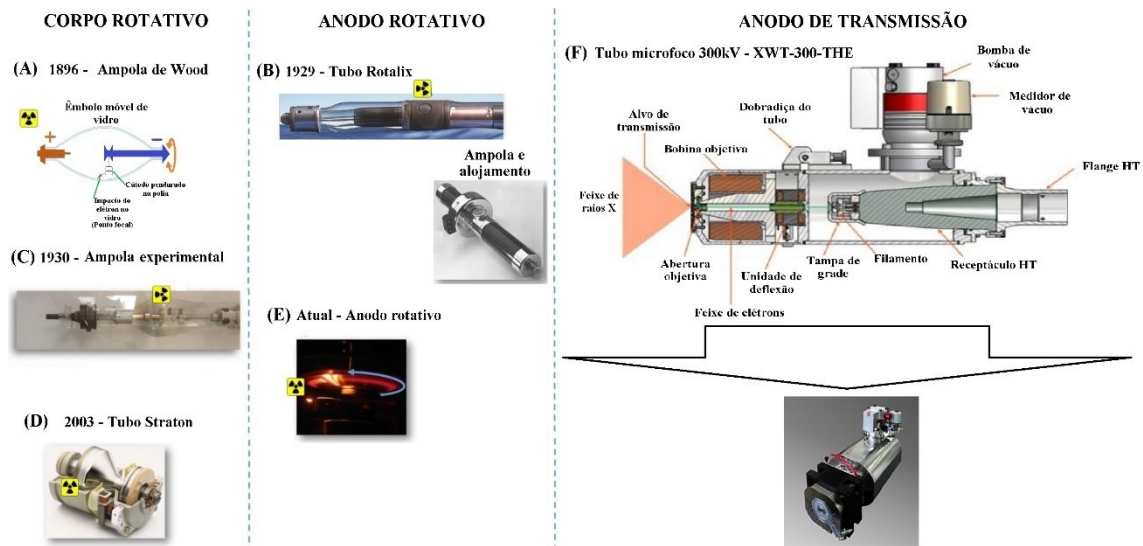


Figura 2.7 — Alguns tipos de ampolas e tubo de raios X; (A) ampola de Wood; (B) Tubo Rotalix; (C) Ampola experimental; (D) Tubo Straton; (E) Ânodo rotativo; (F) Tubo com anodo de transmissão (Adaptado de BEHLING, 2020).

A produção de raios X pode ser por aceleradores de cargas ou por ampolas de raios X; estas, constituem os denominados tubos de raios X; existem inúmeros modelos e fabricantes de tubos ou de equipamentos para geração de raios X, de acordo com a aplicação; na figura 2.8, alguns exemplos (BEHLING, 2020).

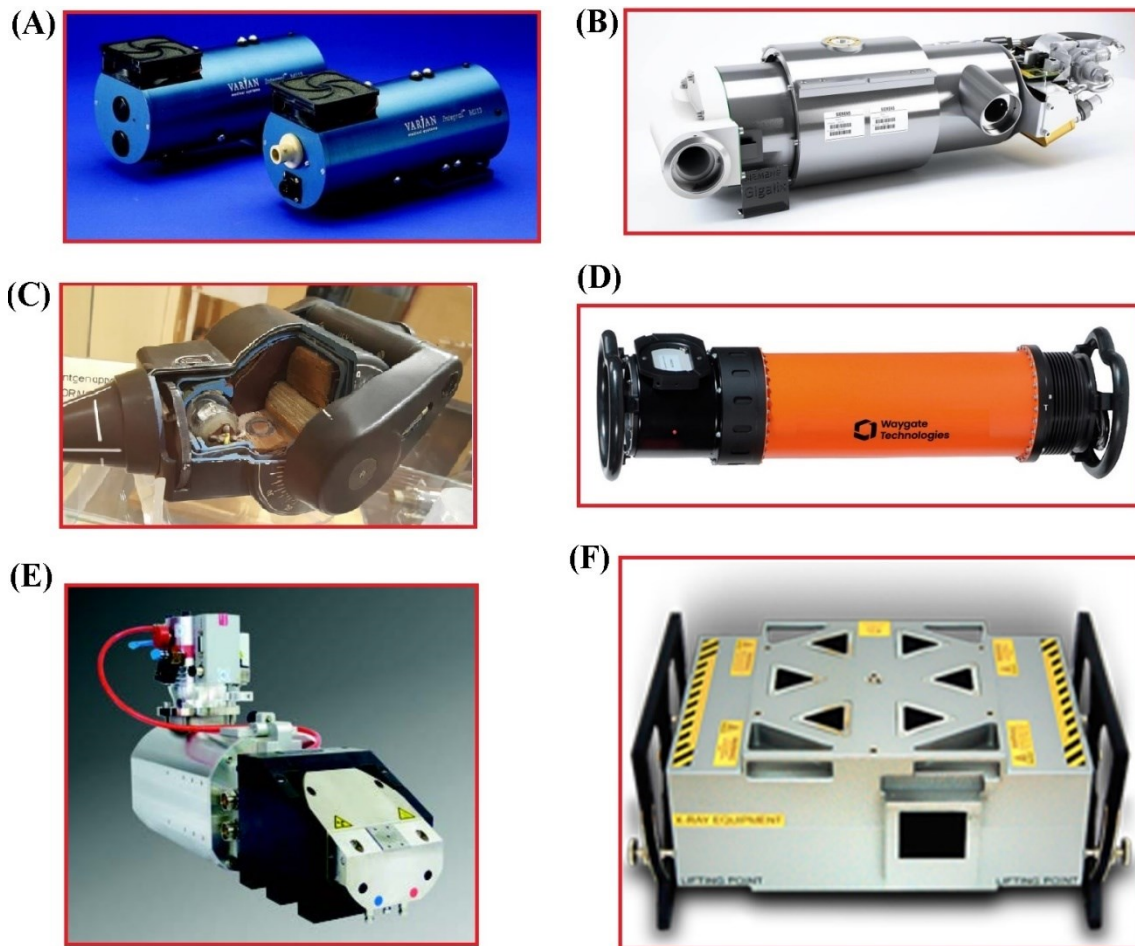


Figura 2.8 — Alguns tipos de equipamentos para geração de raios X (A) Tubo de mamografia B113 Varex; (B) Tubo de angiografia Siemens, série Gigalix™; (C) Tubo dental Philips FO12; (D) Tubo industrial ERESKO 300 MF4-R; (E) Tubo X-ray worX CT Microfocus; (F) Acelerador circular de elétrons PXB 7.5M Betatron (Adaptado de BEHLING, 2020).

II.2 – A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Atualmente, para capturar uma imagem radiográfica por raios X, são utilizados sensores ou detectores eletrônicos, ao invés dos antigos filmes a base de prata, sensíveis aos raios X (GHARIEB, 2022).

Em linhas gerais, para a obtenção da imagem tomográfica, são obtidas imagens radiográficas entre as posições 0° e 180° ou 0° e 360° ; este conjunto de imagens em duas dimensões (2D), no plano ZY, são processadas por um *software* de renderização que utiliza um algoritmo de reconstrução de imagens; este, cria uma pilha (*stack*) de imagens,

originada de cada posição angular do objeto, conforme representado na figura 2.9 (WITHERS, 2021).

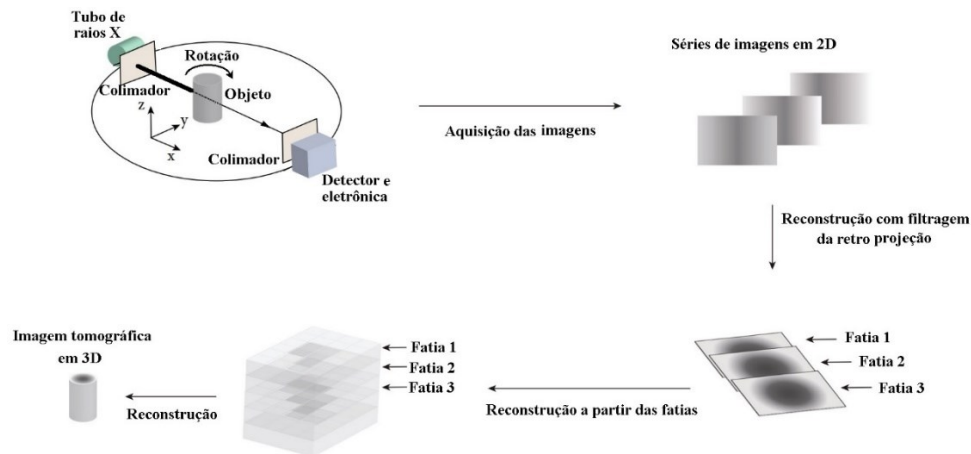


Figura 2.9 — Processo tomográfico (Adaptado de XIANGYU *et. al.*, 2021).

A partir desse processo é gerado um conjunto de fatias de imagens (*slices*), em escala de nível de cinza, no plano XY para a geração das imagens em três dimensões (3D), denominada tomograma, conforme a figura 2.3 (WITHERS, 2021).

A imagem gerada, em 3D, possibilita obter informações da estrutura interna do objeto, em que é possível analisar qualitativamente e quantitativamente, em qualquer plano, direção e sentido, características constituintes do objeto, que foi virtualmente fatiado (WITHERS, 2021).

De posse da imagem tomográfica é possível sua caracterização, por exemplo, é possível destacar digitalmente determinada propriedade, seja por cores ou renderizados em diferentes níveis de transparência, para visualizar a morfologia 3D do objeto; a figura 2.10 ilustra um processo de renderização em que foram destacados os poros de um dado (OLIVEIRA, *et. al.*, 2012 e WITHERS, 2021).

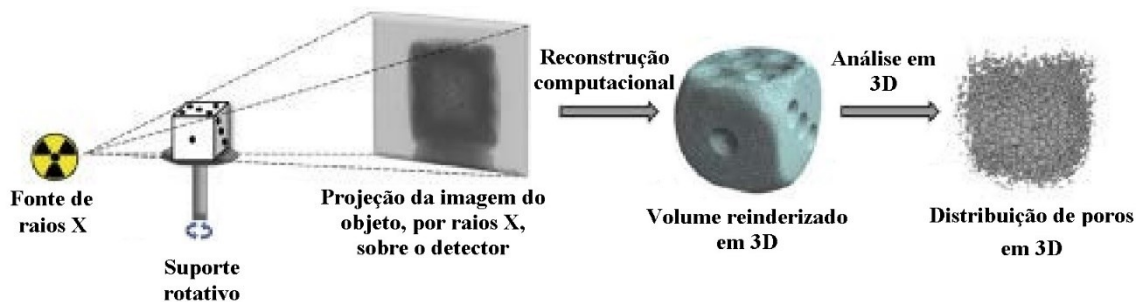


Figura 2.10 — Representação de tipo de renderização (Adaptado de JOJI, 2022).

II.3 – SISTEMA TOMOGRÁFICO

A geração de imagens em tomografia computadorizada (TC) possui basicamente três etapas a saber: (i) Aquisição de dados; (ii) Processamento e Reconstrução de imagem; (iii) Exibição de imagem, pós-processamento de imagem, armazenamento e comunicação (SEERAM, 2022).

A ASTM E2736-10 indica, em um diagrama, que a geração de imagens de um sistema digital, com raios X, pode ser representado de acordo com algumas fases; é possível associar estas fases às três etapas de geração de imagens tomográficas, citadas anteriormente; esta associação segue representadas na figura 2.11.

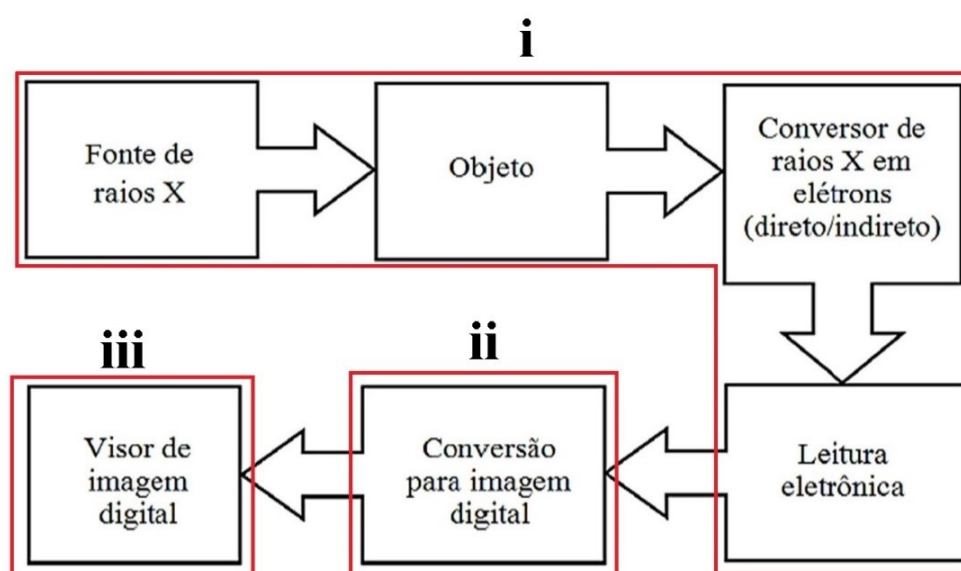


Figura 2.11 — Geração de imagens em um sistema digital; (i) Aquisição de dados; (ii) Reconstrução de imagem; (iii) Exibição de imagem, pós-processamento de imagem, armazenamento e comunicação (ASTM E2736-10).

O sistema computacional pode gerenciar a aquisição dos dados dos detectores, por exemplo, ao permitir estabelecer o tempo de aquisição de dados por quadro de imagem e a quantidade total de quadros “frames”; nesta etapa é possível fazer aquisições prévias para verificar a condição da imagem em relação à contraste, borrados, questões de foco, ruidosos entre outros (BHARODIYA, 2022).

Após a aquisição do conjunto de imagens que comporá a imagem tomográfica, o sistema computacional, através de *software* e algoritmos, atuará na reconstrução da imagem tomográfica; ainda no processo de reconstrução é possível avaliar quais serão os

tipos de filtros computacionais (algoritmos) que propõe destaques adequados ao objetivo de estudo (BHARODIYA, 2022).

Ainda na etapa de reconstrução da imagem, a partir de análises visuais prévias, com auxílio de diferentes algoritmos, é a etapa em que serão escolhidos os componentes de imagem, em nível de cinza; estes serão úteis para a descrição e representação de uma determinada morfologia; determinado isto, o passo seguinte é o processo de segmentação da imagem, ou binarização da imagem, que é fundamentalmente destacar na imagem seus segmentos constituintes, bordas e fronteiras, regiões de semelhança, cor, forma, entre outros (BHARODIYA, 2022).

Ao fim da etapa de reconstrução da imagem, ainda por atuação do mesmo *software* de renderização, a imagem tomográfica é compactada, sem que ocorra perda de qualidade, possibilitando seu armazenamento e transmissão em um arquivo digital com o mínimo de tamanho possível (BHARODIYA, 2022).

Em relação a exibição de imagem, esta ocorre por monitores; estes possibilitam visualizar características da imagem tomográfica durante e após o processo de renderização, tal qual a imagem final. No sistema de exibição é possível selecionar, por exemplo, o tamanho do pixel, a profundidade de bits (determina a quantidade de níveis de cinza possível de se armazenar), a escala da imagem tomográfica, tons em nível de cinza, o número de planos de corte na imagem, largura de janela de visualização de um perfil de imagem, centro da janela de visualização de imagem, janelas de imagem simples ou janelas duplas e tipos de realce (SEERAM, 2022).

A comunicação refere-se a redes eletrônicas ou conectividade; no caso de uma comunicação para computadores de um local físico restrito, por exemplo um laboratório de pesquisa ou uma empresa trata-se de uma rede LAN (*Local Área Network*); caso a comunicação ocorra em área física ampla, por exemplo um país um estado ou um campus universitário, trata-se de uma rede WAN (*Wide Área Network*) (SEERAM, 2022).

Entretanto cabe salientar que a comunicação e integração entre computadores de um sistema tomográfico requer o uso de padrões de protocolo de comunicação específicos, denominados *Picture Archiving and Communications Systems* (PACS) ou ainda *Image Management and Communication Systems* (IMACS) (SEERAM, 2022).

II.3.1 – AQUISIÇÃO DE DADOS – *FLAT PANEL*

De uma forma geral, a aquisição de imagens digitais é a obtenção de uma representação virtual, de um artefato do mundo real, a partir de dispositivos de captura de imagem; são exemplos destes equipamentos a câmera fotográfica, o *smartphone*, a tomografia computadorizada (CT), a ressonância magnética, o ultrassom, entre outros (BHARODIYA, 2022).

Em relação à tomografia computadorizada, a aquisição de dados de imagem está diretamente relacionada ao registro da intensidade dos raios X que atravessam um objeto; esta radiação transmitida chega até os detectores eletrônicos que são responsáveis por converter a intensidade de radiação em pulsos elétricos e sinais digitais; se a intensidade de radiação transmitida for suficiente para gerar informações digitais, que atendam determinados quesitos, por exemplo, contraste e nível de intensidade de cinza, tem-se uma imagem viável (SEERAM, 2022).

Conforme citado, a geração de imagens de CT envolve a medição de raios X de transmissão através de uma amostra; caso esta amostra seja de um único material e homogênea (figura 2.12 - A) a intensidade da radiação incidente (I_0) é atenuada em comprimento e pelo tipo de material, resultando na intensidade de radiação transmitida (I); entretanto se a amostra for a composição de inúmeros materiais, a atenuação da radiação ocorrerá de acordo com cada tipo de material e seu comprimento (figura 2.12 - B), a equação (2.1) expressa o descrito (IAEA, 2014).

$$I(d) = I_0 * e^{-\int_0^d \mu(x).dx} \quad (2.1)$$

Na figura 2.12 uma representação da atenuação da intensidade de radiação X, em função da espessura do material (d) e do tipo de material, com seu respectivo coeficiente de atenuação ($\mu_1, \mu_2, \mu_2, \dots, \mu_n$); de acordo com a equação (2.1), a intensidade da radiação transmitida $I(d)$, diminui na medida em que a espessura de material (d) e seu coeficiente de atenuação (μ) aumentam.

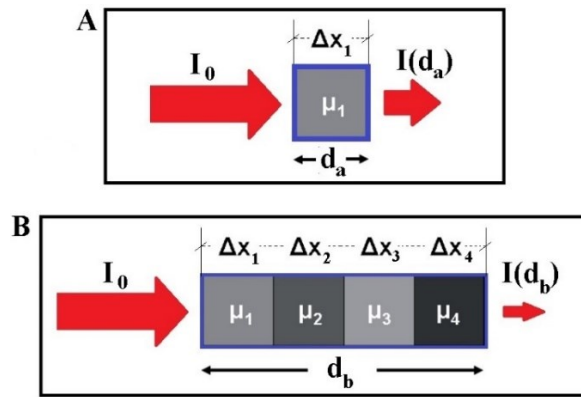


Figura 2.12 — Intensidade de radiação transmitida; (A) Um único material; (B) Vários tipos de materiais (Adaptado de IAEA, 2014).

Na década de 1990, com os avanços tecnológicos na área da micro eletrônica, sobretudo na fotolitografia¹, possibilitou o desenvolvimento, aprimoramento e implantação da radiografia digital através de detectores planos (*Flat panel*); nestes, em última instância, ocorre a conversão de raios X em sinais digitais; esta tecnologia possibilita obter imagens em um tempo total menor que tecnologias anteriores de geração de imagens por filmes; sinais digitais provenientes eletrônica embarcada no *flat panel*, se diferenciam na medida em que varia a intensidade de radiação transmitida, em cada unidade de tamanho em área detector; na figura 2.14 uma ilustração de parte dos componentes internos de um detector do tipo *Flat panel*; na figura 2.13 uma representação da evolução do sistema de detecção (XIANGYU *et. al.*, 2021; SEERAM, 2022).

¹ Fotolitografia ou litografia óptica é um tipo de técnica utilizada na confecção de placas de circuitos integrados diminutos.

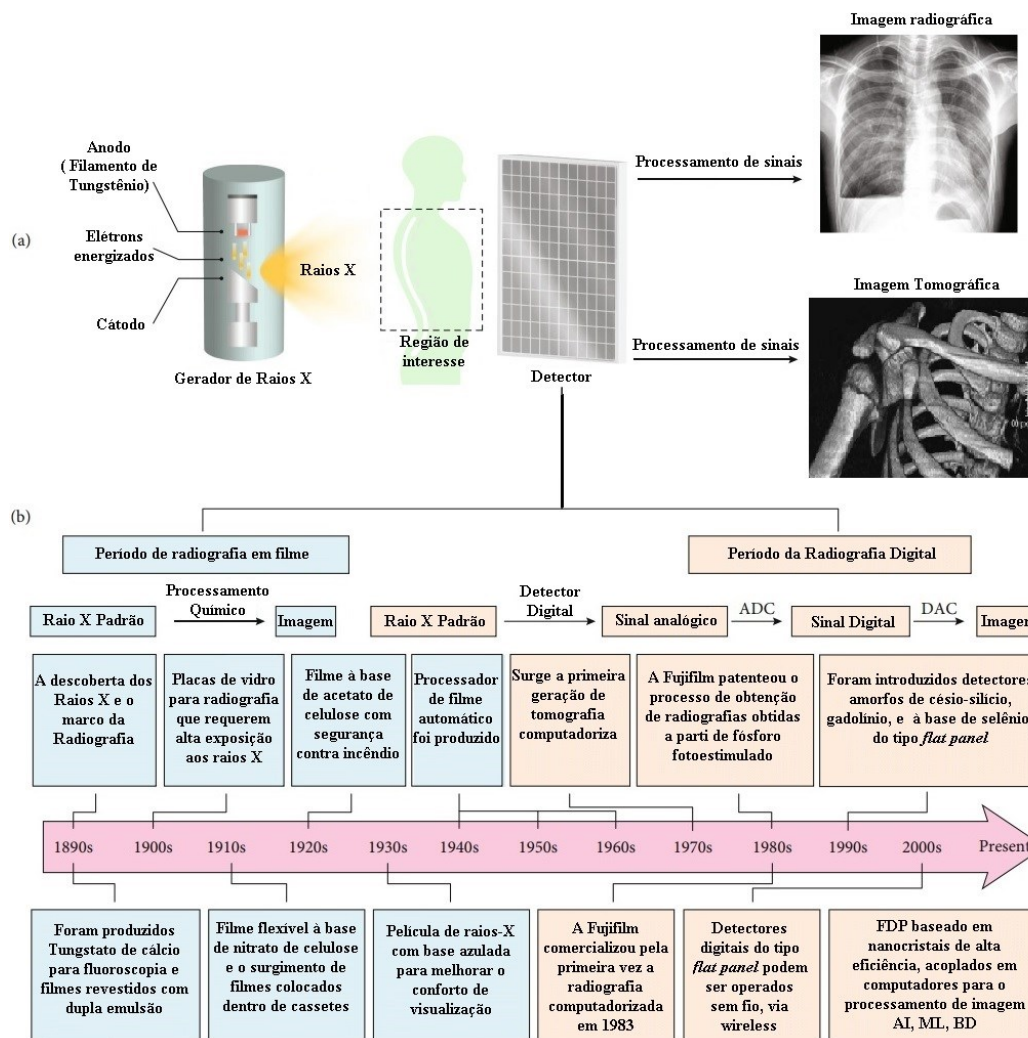


Figura 2.13 — Evolução de sistemas de detecção; (a) Esquema simplificado; (b) Cronologia histórica (Adaptado de XIANGYU *et. al.*, 2021; SEERAM, 2022).

Um *Flat panel* é um tipo de detector digital, também denominado *Digital Detector Array* ou mais comumente chamado de DDA; pode possuir uma camada de material cintilador sobre uma fina camada micro transistores denominada *thin-film transistor* (TFT), produzidos por litografia óptica, sobre uma base de vidro; a conversão da radiação em sinais digitais pode ocorrer da forma direta ou da forma indireta, a depender da estrutura do *Flat panel*, conforme ilustra a figura 2.14 (XIANGYU *et. al.*, 2021; SEERAM, 2022).

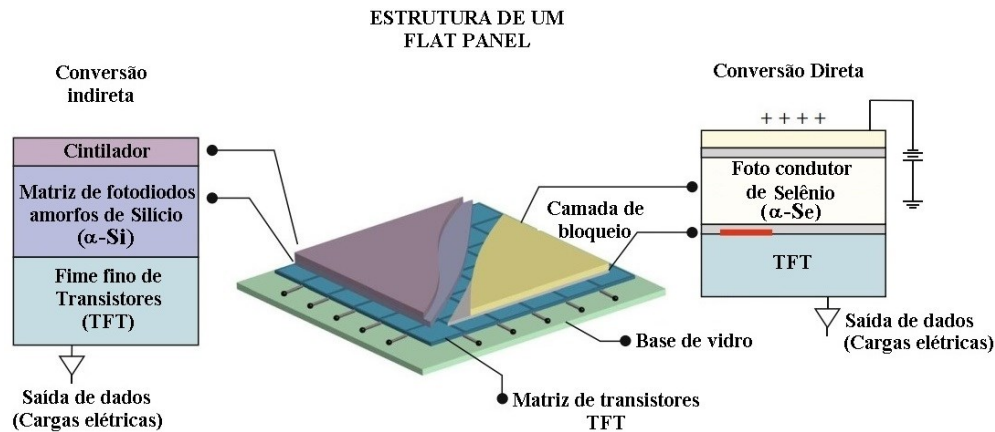


Figura 2.14 — Ilustração esquemática das estruturas internas de um detector *Flat panel* (Adaptado de XIANGYU *et. al.*, 2021).

Um *Flat panel* com detecção de radiação pela forma indireta, possui um DDA composto por uma camada de material cintilador; este, ao ser excitado por radiação X, gera proporcional número de fótons que sensibilizam os elementos da matriz TFT, que por sua vez geram um sinal elétrico proporcional (XIANGYU *et. al.*, 2021; SEERAM, 2022).

Pela forma direta, a radiação X sensibiliza diretamente a camada de semicondutores de Silício amorfo ($\alpha - Si$) gerando cargas que sensibilizam a camada de TFT; nesta construção existe uma camada de bloqueio entre as camadas de $\alpha - Si$ e de TFT que visa reduzir o surgimento de correntes elétricas escuras²; estas, responsáveis por incurrir ruídos na imagem, afetando o desempenho do detector na relação entre sinal e ruído - SNR (GRYNKO *et. al.*, 2021).

Na saída de dados, em que ocorrem os pulsos elétricos, circuitos periféricos amplificam o sinal, estes seguem a um multiplexador³ que transfere os sinais para o digitalizador de sinais que, com auxílio de *softwares* e algoritmos dedicados, em um computador sincroniza, controla e modula tantos os sinais quanto a matriz de detectores (*Flat panel*), viabilizando a construção de uma imagem; esta, por sua vez, disponível por um monitor de computador, para possa ser manipulada, gravada e distribuída; a figura 2.15 ilustra o processo descrito (GRYNKO, 2022).

² Correntes elétrica escuras (*Black Currents*) são correntes elétricas que surgem devido ao alto valor de voltagem por comprimento de material, $10 V/\mu m$ por exemplo, que propõe o surgimento de cargas elétricas livres; estas, geram um sinal de imagem inadequado denominado ruído (THIBAUT *et. al.*, 2022).

³ Multiplexadores são dispositivos utilizados em situações em que informações advindas de vários canais tem de ser encaminhadas a um único canal.

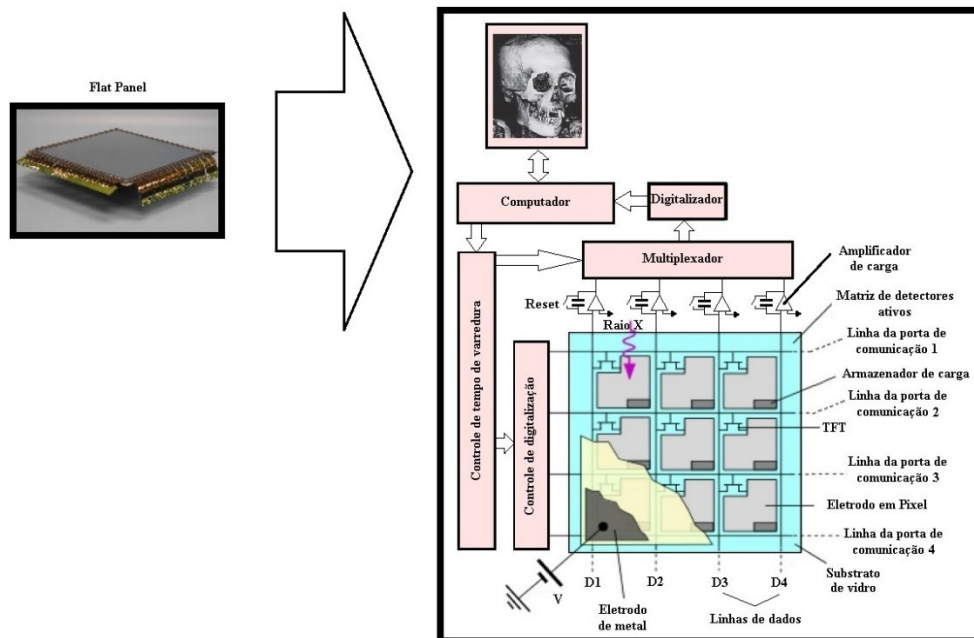


Figura 2.15 — Ilustração esquemática, de geração de imagens por raios X, pela conversão direta com destaque para dispositivos eletrônicos periféricos (Adaptado de GRYNKO, 2022; SEERAM, 2022).

Existem diversos modelos e tamanhos de detectores do tipo DDA, de maneira que o tamanho físico de detecção varia em dimensão e em quantidade de *pixel*; na atualidade é possível encontrar detectores com áreas de detecção inferiores a $55 \mu m$, com quantidade de até 16 bits para níveis de cinza; a relação entre a quantidade de bits em um detector está diretamente relacionada com a quantidade de níveis de cinza discretos em cada *pixel* (GONZALEZ, 2008; HAMAMATSU, 2022).

Na figura 2.16, uma representação da imagem de DDA's com a mesma área, entretanto, a cada imagem, da esquerda para a direita, tem-se a redução da quantidade de *pixel*. Este tema será aprofundado no item II.3.1.6 – SENSIBILIDADE AO CONTRASTE – CS.



Figura 2.16 — Características de imagens em relação a quantidades de *pixel* (COPPE-UFRJ, 2003).

O efeito observado nas imagens da figura 2.16, redução gradativa da resolução em contraste, ocorre devido à redução dos valores em nível de cinza possíveis em cada unidade de área da imagem; em termos algébricos, cada região da imagem pode ser representada por uma matriz quadrada de N linhas por M colunas, conforme ilustra a figura 2.17, em que cada elemento matricial $f(x, y)$ representa um pixel.

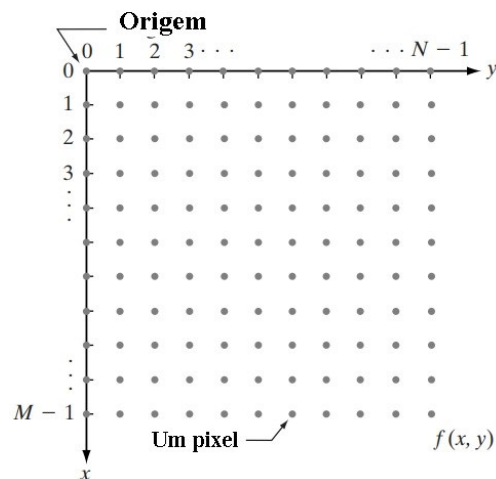


Figura 2.17 — Representação de matriz algébrica de *pixel* (GONZALEZ, 2008).

Em relação às propriedades que determinam a qualidade da imagem digital de um detector, é possível elencar algumas características, conforme apresentado na tabela 2.1(SILVA *et. al.*, 2019).

Tabela 2.1 — Algumas propriedades de detector (ASTM E2736-10).

Propriedades do detector	
1	Resolução espacial básica
2	Relação sinal ruído
3	<i>Lag</i> do detector
4	Eficiência na detecção
5	Sensibilidade ao contraste
6	Espalhamento interno da radiação
7	Relação sinal ruído por dose

II.3.1.1 –RESOLUÇÃO ESPACIAL BÁSICA - SRb

A resolução espacial básica ou *Basic Spatial Resolution* (SRb) pode ser definida como o tamanho do pixel efetivo e indica o menor detalhe geométrico que pode ser resolvido, entre dois pontos, de uma imagem digital; para tanto é necessário gerar uma imagem com um Indicador de Qualidade (IQI) ou um *Phantom*⁴; no caso do IQI, a depender da técnica empregada, é necessário que este esteja sobre o objeto de análise, no lado da fonte de radiação, por exemplo (LIU, 2022).

Em tomografia a SRB deve ser obtida no plano axial do IQI, esta medida é indicada em termos de pares de linhas por milímetro, *line pairs per mm* (lp/mm), um par de linhas representa um par de barras pretas/brancas de tamanhos iguais, conforme ilustra a figura 2.18.



Figura 2.18 — Um par de linhas.

Desta maneira, uma faixa contendo 10 lp/cm é um conjunto de barras brancas e pretas, em forma de pente, em que cada faixa preta ou branca estará espaçada de 0,5 cm de largura, conforme ilustra a figura 2.19.

⁴ *Phantoms* são instrumentos utilizados para simular objetos reais a serem analisados, no caso da medicina pretendem reproduzir características de órgãos e tecidos do corpo humano na indústria podem simular características de objetos mais complexos.

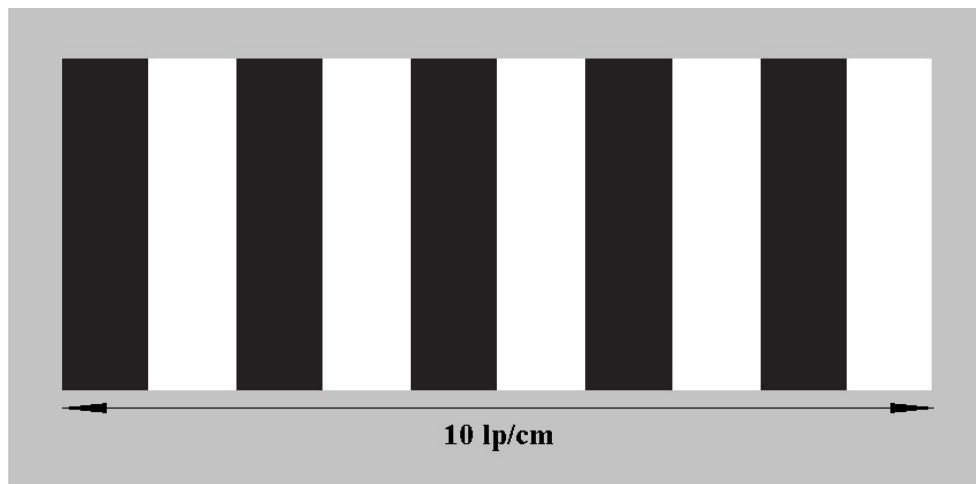
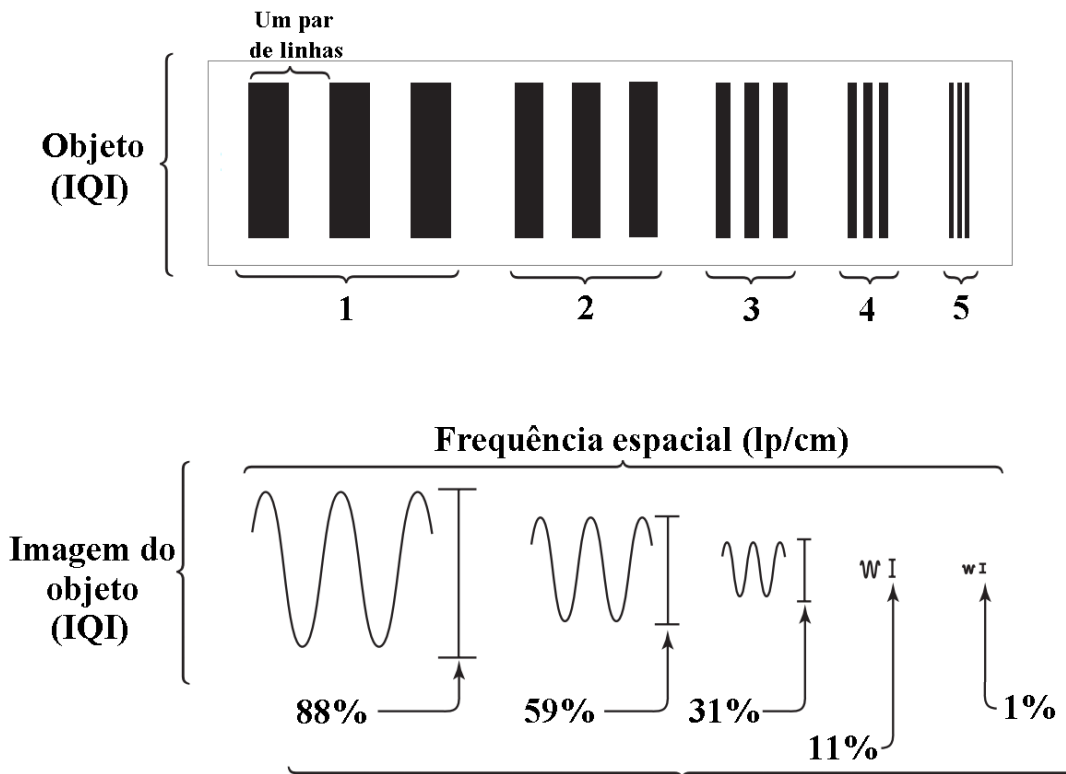


Figura 2.19 — Cinco pares de linhas.

Como o processo de aquisição e reconstrução em tomografia computadorizada é limitado em bandas de frequência espacial⁵, características que possuem alta frequência espacial são suprimidos ou eliminados, de maneira que a imagem reconstruída, de um padrão de barra de alta frequência espacial, por exemplo, se apresenta na imagem por um borrão, não mais representando o objeto original; neste caso é impossível distinguir pares de linhas consecutivos; na figura 2.20 uma ilustração do descrito (SEERAM, 2022).

⁵ Frequência espacial é o número de pares de linhas por unidade de comprimento, desta maneira objetos que possuem detalhes muito espaçados possuem baixa frequência espacial, enquanto objetos que possuem detalhes muito próximos possuem alta frequência espacial.



Valores percentuais de fidelidade em relação ao objeto (100%)

Figura 2.20 — Resolução por pares de linhas (Adaptado de SEERAM, 2022).

Na prática, para se determinar a SRB é necessário fazer uma imagem tomográfica de um *Phantom* do tipo *Catphan* de alta resolução; na figura 2.21, um exemplo de *Phantom*, o módulo CTP714 do conjunto CTP700 do tipo *Catphan*.

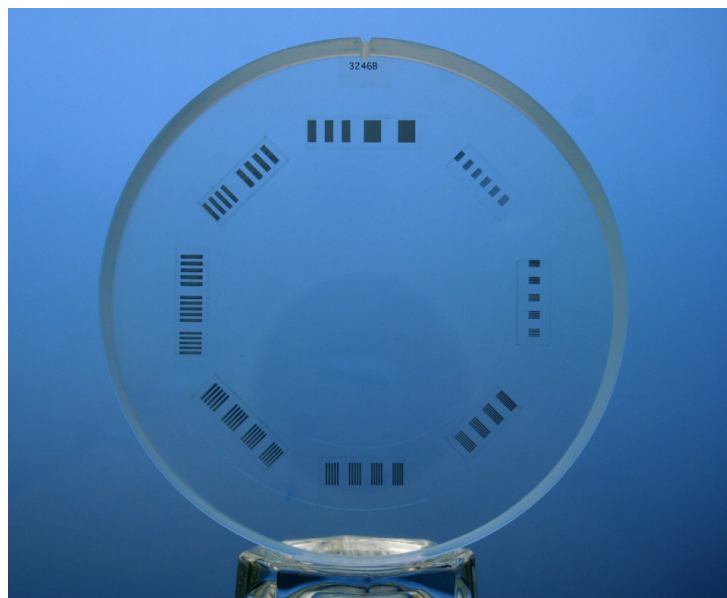


Figura 2.21 — Componente CTP714 do *Phantom* Catphan 700 (CATPHAN®, 2023).

Realizado a imagem tomográfica do *Phanton*, com auxílio de *software* dedicado, sobre a região que contém as faixas de padrões de barra, é traçado uma região de interesse (*Region of interesting* - ROI) para que seja gerado um perfil de linha correspondente aos pares de fio, para que o processo de obtenção da SRB seja viabilizado; na figura 2.22, uma figura que ilustra o processo.

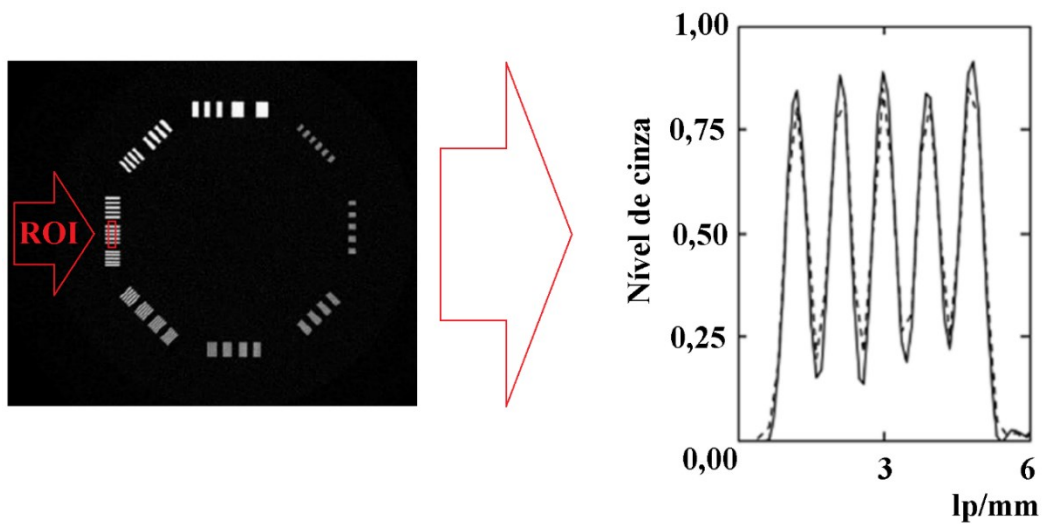


Figura 2.22 — ROI sobre trecho com pares de linhas (Adaptado de IKUSHIMA *et. al.*, 2022).

De posse dos dados das frequências espaciais e dos valores de fidelidade da imagem em relação ao objeto, é possível obter um gráfico denominado de Função de Transferência de Modulação ou *Modulation Transfer Function* (MTF), conforme ilustra a figura 2.23; esta curva auxilia na determinação da capacidade de resolução do sistema tomográfico.

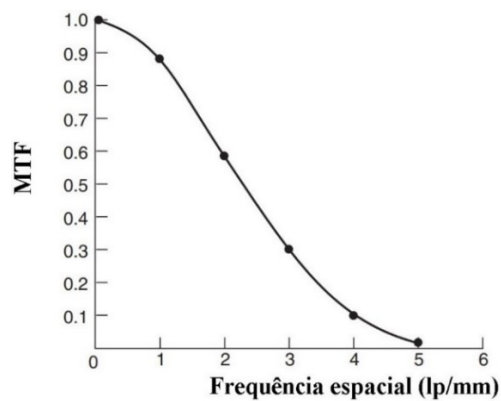


Figura 2.23 — Fidelidade da imagem (MTF) e Frequência espacial (SEERAM, 2022).

Os valores de MTF podem ser utilizados como indicador de qualidade, em um sistema tomográfico, para determinar a capacidade de resolução espacial de um scanner ou mesmo para comparar o desempenho de sistemas de TC distintos; neste sentido a ASTM 1695-95 (2001) recomenda que a frequência espacial seja avaliada em 10% da MTF; na figura 2.24 uma representação de dois sistemas tomográficos STC1 e STC2, avaliados em 10% da MTF, em que é possível identificar a resolução espacial de cada um.

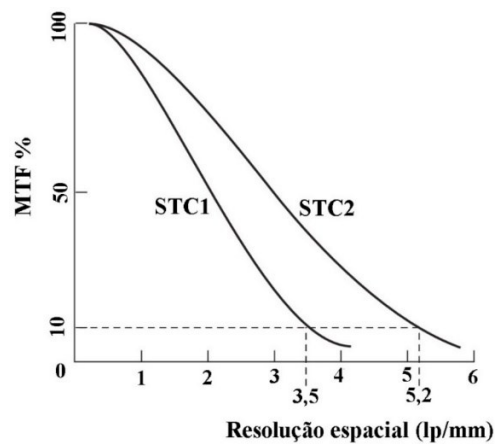


Figura 2.24 — Curvas MTF por dois Sistemas tomográficos, STC1 e STC2 (SEERAM, 2022).

No exemplo da figura 2.24, o sistema STC1 possui uma resolução espacial de 5,2 lp/mm que é maior que a resolução do sistema STC2 de 3,5 lp/mm, isto indica que o primeiro sistema consegue “resolver” melhor os detalhes de uma imagem tomográfica.

Sendo assim, atendida à norma, a resolução espacial básica ou *Space Resolution* (SR) pode ser obtida a partir da equação (2.2).

$$SR=1/(2 \times MTF) \quad (2.2)$$

II.3.1.2 – RELAÇÃO SINAL RUÍDO EM IMAGEM TOMOGRÁFICA - SNR

O ruído é aleatório e surge por variação de intensidade de sinal, indesejada, em uma imagem por projeção de raios X; pode estar relacionado às características do objeto, por exemplo coeficiente de atenuação ou espessura de penetração, ou relacionado à instrumentação utilizada ou mesmo à configuração de medição utilizada; em geral ocorre

pela detecção em quantidade finita de fótons transmitidos e espalhados de um objeto ou ainda devido à aleatoriedade da distribuição dos fótons no processo de formação da imagem chamado ruído quântico (OLIVEIRA, 2010; SÁNCHEZ *et. al.*, 2020).

No passado, em pesquisas de Tomografia Computadorizada por Raios X, ou *X-Ray Computed Tomography* (XTC) o ruído era compreendido como qualquer sinal indesejado da imagem; entretanto, na atualidade características indesejadas em uma imagem tomográfica são classificadas por “artefatos de imagem”; incluído nesta categorização estão incluídos os artefatos de feixe cônico, os artefatos de anel, os artefatos produzidos por endurecimento de feixe, os artefatos por espalhamento e também o ruído (SÁNCHEZ *et. al.*, 2020).

O desempenho de um sistema digital de imagem também pode ser quantificado pela razão entre o sinal desejado e o ruído, ou seja, relação sinal-ruído ou *Signal to Noise Ratio* (SNR), esta grandeza é calculada a partir da razão entre a média do sinal de uma região (S) da imagem e seu respectivo desvio padrão (σ), conforme indicado na equação (2.3) (OLIVEIRA, 2010).

$$SNR = S/\sigma \quad (2.3)$$

Onde:

$$SNR = \frac{1}{i*j} \sum_{i,j} x_{i,j} = \bar{x} \quad (2.4)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{(\bar{X}_{i,j} - \bar{X})^2}{(i * j) - 1}} \quad (2.5)$$

Sendo:

i e j , o número de linhas e colunas, respectivamente, da região escolhida na imagem para a determinação da *SNR*;

$\bar{X}_{i,j}$, o valor da intensidade em cada ponto;

\bar{X} , o valor médio da intensidade.

II.3.1.3 – RELAÇÃO SINAL RUÍDO NORMALIZADO – SNR_N

A relação Sinal-Ruído normalizada (SNR_N) representa o valor algébrico de um pixel em uma imagem digital e é geralmente representado por nível de cinza; a SNR_N é definida pela razão entre o valor médio da intensidade do sinal $SNR_{média}$ e o respectivo ruído da SNR ; a SNR_N alcança seu valor máximo de acordo com a quantidade de bits do equipamento, segundo sua faixa dinâmica que é definida por: $2^n - 1$; desta maneira, para equipamentos de 8, 12 e 14 bits, os valores máximos são 255, 4095 e 1683, respectivamente; o valor da SNR_N é nulo se a dose de radiação é nula, a equação (2.6) representa a SNR_N (OLIVEIRA, 2010; LIU, 2022).

$$SNR_N = \frac{88,6\mu m * SNR_{média}}{SNR_b} \quad (2.6)$$

II.3.1.4 – ATRASO DO DETECTOR - LAG

Mais prevalente em detectores TFT do tipo indireto, isto é, de Silício amorfo ($\alpha - Si$) ou In-Ga-Zn-O amorfo ($\alpha - IGZO$), o *Image Lag*, ou *Lag*, refere-se à existência de um sinal residual persistente no detector que geram na imagem subsequente resíduos imagéticos da imagem anterior, este efeito pode ser ocasionado pela presença de cargas elétricas residuais na eletrônica do detector, uma espécie de histerese⁶ do sistema, podendo ter origem no cintilador ou nos filmes de semicondutores ou ambos (LEE, 2022).

A *image lag* é um tipo de artefato e deve ser evitado; para tanto é importante saber o valor do *lag* de um DDA; este valor é indicado em termos percentuais e é obtido da relação entre o sinal retido no detector após o tempo de exposição.

II.3.1.5 – EFICIÊNCIA NA DETECÇÃO

A eficiência na detecção ou *Detection Quantum Efficiency* (DQE) indica percentualmente a capacidade de um DDA em proporcionar imagens pouco ruidosas, pois

⁶ A histerese neste caso refere-se à tendência do sistema em conservar cargas elétricas, devido ao processo de aquisição de imagem por raios X, por um determinado tempo.

descreve a eficiência do detector em transferir a SNR contido no raios X incidente até a saída do detector; sendo definida pela razão, elevada ao quadrado, entre a relação sinal-ruído de saída ($SNR_{saída}$) pela relação sinal-ruído de entrada ($SNR_{Entrada}$); em um sistema ideal, em que a SNR de entrada é igual à SNR de saída o valor de DQE é um (1), entretanto, em sistemas reais parte das informações são perdidas, o que implica em valores de DQE menores que um; sendo assim, quanto maior o valor de DQE melhor é o DDA, a equação (2.7) indica o descrito (OLIVEIRA, 2010; SÁNCHEZ *et. al.*, 2020).

$$DQE = \frac{(SNR_{saída})^2}{(SNR_{Entrada})^2} \quad (2.7)$$

II.3.1.6 – SENSIBILIDADE AO CONTRASTE - CS

A sensibilidade ao contraste, ou *Contrast Sensibility* (CS) refere-se à capacidade de um sistema em diferenciar sinais distintos, níveis de cinza, na imagem; a quantidade numérica de níveis de cinza ou *Gray Level* (GV) de um sistema; é um número que surge de uma potência de base dois, em que o expoente é o número de bits (k) permitidos em cada pixel de imagem; a equação (2.8) indica o nível de cinza (GV).

$$GV = 2^k \quad (2.8)$$

Em termos computacionais, o número de bits necessários ou requisitados (b), para armazenar uma imagem digital, é dado pelo produto do número de linhas (N) pelo número de colunas (M), da matriz que representa um pixel, pelo número de bits (k), conforme a equação (2.9).

$$b = N * M * k \quad (2.9)$$

Em imagens digitais, a matriz dos pixels pode ser quadrada ($N = M$); neste caso, adotar-se-á o tamanho N; assim, é possível reescrever a equação (2.9) conforme a equação (2.10).

$$b = N^2 * k \quad (2.10)$$

Cada *pixel size* (d) possui um elemento matricial $f(x, y)$ que representa o pixel; cada pixel possui um número de GV, dado pela equação (2.8), este valor representa a quantidade de níveis de cinza contidos no referido pixel, que é dependente no número de bits (k). Um valor de GV igual a dois ($GV = 2$) possui um bit ($k = 1$) e representa duas “cores”, o preto e o branco; ao branco é atribuído o valor numérico 0, e ao preto o valor numérico 1, conforme ilustra a figura 2.25.



Figura 2.25 — Escala de cores de pixel de 2 bits.

Um pixel que possua um valor de nível de cinza igual a 255 ($GV = 255$), possui oito bits ($k = 8$), neste caso existem 256 “cores”, ou níveis de cinza, entre o preto e o branco; neste caso, ao branco é atribuído o valor numérico 0, e ao preto o valor numérico 255, conforme ilustra a figura 2.26.



Figura 2.26 — Níveis de cinza de pixel com 8 bits (BOUKE, 2022).

Na figura 2.27, uma representação de imagem de oito bits ($k = 8$) e os valores numéricos de nível de cinza (GV), o conjunto de bits, em cada pixel, forma um mapa de bits ou *bitmap*.

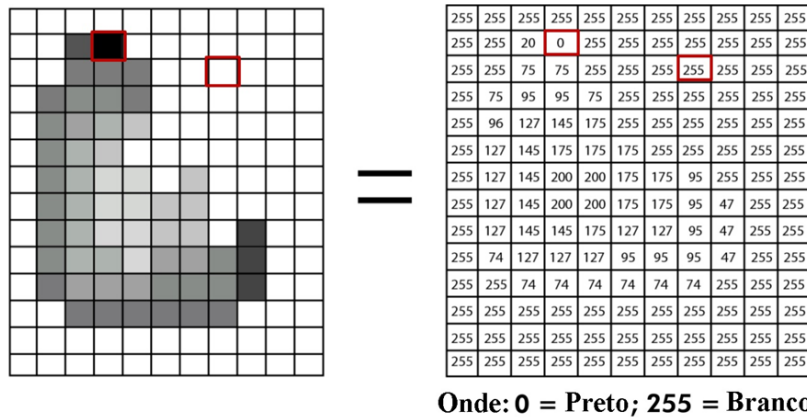


Figura 2.27 — Mapa de imagem ou *bitmap* (TORONTO, 2022).

É mais comum mapear os níveis de intensidade de cinza (GV) entre os valores 0 e 255 em uma escala de 0 e 1, alguns *softwares* podem mapear os valores de GV em uma representação própria, desde que mantido os 256 níveis de intensidade de cinza entre o preto e o branco; por esta razão, é importante verificar no sistema a ser utilizado a especificação de “cores”.

Importante destacar que, devido aos avanços tecnológicos em microeletrônica e computação, é possível ter tamanhos distintos da matriz de *pixel* ($N \times N$), estas podem ser desde 32×32 até 8192×8192 ; por exemplo, para um $GV = 256$ que possua uma matriz de *pixel* de 1024×1024 , são necessários 8.388.608 *bits*.

Sendo assim, é possível estimar a quantidade de *bits* solicitados ao processamento de uma imagem (b), a depender do número de *bits* do *pixel* (k), do tamanho da matriz (N) e do nível de cinza (GV); conforme apresentado no quadro 2.1.

QUADRO 2.1 — Quantidade de bits solicitados em um processamento de imagem
(Adaptado de GONZALEZ, 2008).

	k								
	1	2	3	4	5	6	7	8	
	GV								
N	2	4	8	16	32	64	128	256	b
32	1.024	2.048	3.072	4.096	5.120	6.144	7.168	8.192	
64	4.096	8.192	12.288	16.384	20.480	24.576	28.672	32.768	
128	16.384	32.768	49.152	65.536	81.920	98.304	114.688	131.072	
256	65.536	131.072	196.608	262.144	327.680	393.216	458.752	524.288	
512	262.144	524.288	786.432	1.048.576	1.310.720	1.572.864	1.835.008	2.097.152	
1024	1.048.576	2.097.152	3.145.728	4.194.304	5.242.880	6.291.456	7.340.032	8.388.608	
2048	4.194.304	8.388.608	12.582.912	16.777.216	21.971.520	27.165.824	32.360.128	37.554.432	
4096	16.777.216	33.554.432	50.331.648	67.108.864	83.886.080	100.663.296	117.440.512	134.217.728	
8192	67.108.864	134.217.728	201.326.592	268.435.456	335.544.320	402.653.184	469.762.048	536.870.912	

Cabe ressaltar que, o contraste é tão melhor quanto maior for a quantidade *pixel* em uma área, que por sua vez está diretamente relacionado ao tamanho da matriz algébrica que representa o *pixel*; entretanto, serão necessários uma capacidade de processamento e memória maiores, razão pela qual a escolha do nível de contraste está diretamente relacionada à qualidade da imagem, mas também à quantidade de tempo no processamento de uma imagem.

Para além das características anteriormente descritas, a qualidade de uma imagem digital, em relação ao seu contraste, também é determinada pelo número de imagens em uma mesma posição (quadros ou *frames*), e o tempo de aquisição da imagem em cada *frame*; isto ocorre devido aos processos de algoritmos computacionais utilizados para gerar a imagem final de visualização, que por possuírem mais quadros, entre outros aspectos de processamento, possibilitam a redução de ruídos, por exemplo.

Cabe ressaltar que, para além da caracterização computacional em relação ao contraste de uma imagem digital, diferenciar alterações dos níveis de cinza, a fim de encontrar o melhor nível de contraste, que contribua na obtenção de informações acerca de uma amostra, é um processo subjetivo; pois na qualidade da imagem final, ainda deve ser considerado características da tela de visualização e, sobretudo, a experiência (*expertise*) do avaliador.

II.3.2 – PROCESSAMENTO E RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM DIGITAL

Na etapa de processamento e reconstrução de imagens digitais é possível utilizar uma grande variedade de recursos computacionais, viabilizados por inúmeros algorítmicos; o importante na escolha de qualquer recurso, é proporcionar imagens que possibilitem extrair características relevantes a partir de seus dados, dos quais, por exemplo, pode ser a viabilidade para uma descrição imagética e sua interpretação; alguns destes recursos seguem em destaque (BHARODIYA, 2022):

- ✓ Histograma: o histograma é um recurso que possibilita visualizar a quantidade de pixels de um detector que possui determinado nível de cinza, conforme ilustra a figura 2.28.

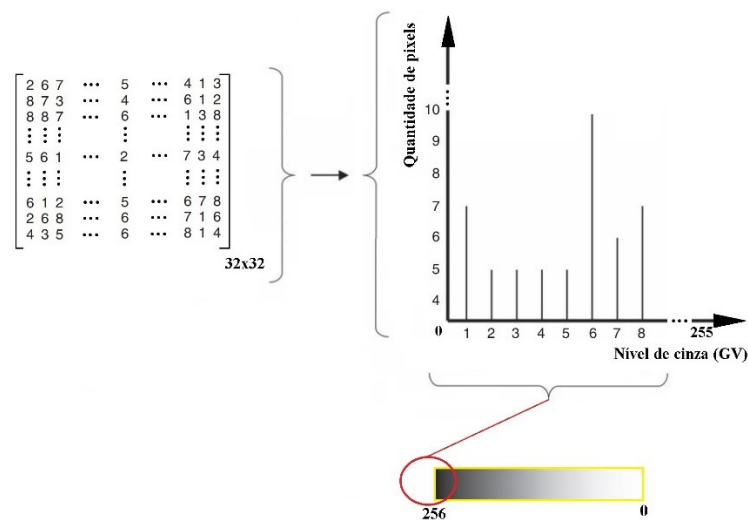


Figura 2.28 — Histograma (Adaptado de SEERAM, 2022).

- ✓ *Look-Up Table* (LUT): a aplicação de um “LUT”, sobre a imagem original, significa que é gerado uma nova imagem com novos níveis de cinza; este procedimento somente é possível a partir da visualização das informações do histograma de quantidade de pixels e níveis de cinza de uma imagem; este ajuste pode ser utilizado em tempo real e visa alterar o brilho e contraste exibidos, para corresponder ao desempenho do olho humano (AHMED *et. al.*, 2020).
- ✓ *Thresholding* (TH): o limiar ou *thresholding*, é um recurso que possibilita, a partir do histograma, estabelecer um valor mínimo de nível de cinza (TH); com isto é possível eliminar imagens referentes a ruídos ou mesmo destacar estruturas que possuam um

valor específico de TH; desta maneira, este recurso possibilita a segmentação da imagem (BHARODIYA, 2022).

- ✓ *Edge Detection*: ou detecção de borda, é recurso que possibilita realçar o contraste que delimita a imagem de um objeto, pois na região limite entre imagem com objeto e imagem sem objeto ocorre variação abrupta da intensidade do nível de cinza no *pixel* (BHARODIYA, 2022).
- ✓ *Region/path analysis*: é a análise por região da imagem, isto é, em uma imagem é selecionado uma determinada característica, em nível de cinza, com a utilização de algoritmo é possível visualizar na imagem completa todas as regiões de mesmo nível de cinza (BHARODIYA, 2022).
- ✓ *Convolution*: ou convolução é um processo operado sobre cada pixel da imagem original em que este terá um novo valor determinado pela soma dos valores dos pixels em sua volta, multiplicados pela matriz de *kernel*, a figura 2.29 ilustra o descrito (SEERAM, 2022).

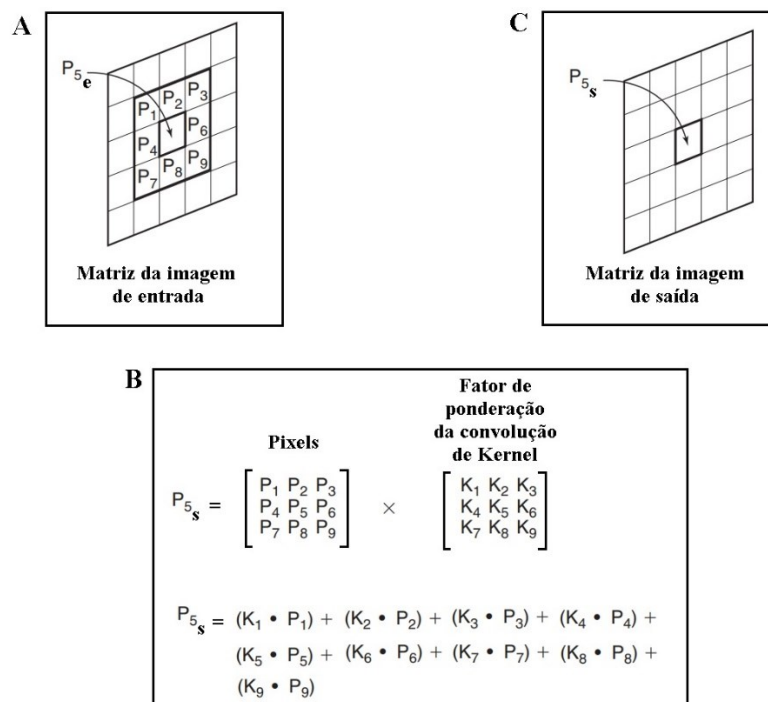


Figura 2.29 — Convolução (A) Imagem de entrada; (B) operação de convolução; (C) Imagem de saída (Adaptado de SEERAM, 2022).

- ✓ *Spatial frequency filtering – Smoothing*: A Suavização (*Smoothing*) é um recurso de filtragem espacial de sinal (*Spatial frequency filtering*), em que a imagem gerada será suavizada, ou até mesmo borrada, pois são descartados níveis mais elevados de brilho, além de reduzir ruídos (SEERAM, 2022).

II.3.2.1 – RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM DITAL EM TOMOGRAFIA

Existem diversos tamanhos de *flat panels* do tipo DDA, apesar disto, a depender da tecnologia embarcada em *flat panels* é possível que em dois equipamentos de mesmo tamanho possuam *pixel sizes* (d) muito distintos, conforme foi indicado na seção II.3.1; isto, associado ao contínuo aumento das capacidades de processamento e memória dos sistemas computacionais, viabiliza a escolha do tamanho da matriz de *pixel* (N) a ser utilizada na aquisição de uma imagem digital.

A região escolhida para análise, em uma imagem tomográfica digital, é denominada campo de visão ou *Field Of View* (FOV), é medido em *mm* e é composto por um conjunto de matrizes que são arranjadas para representar um volume em 3D; isto é possível pela ação de *softwares* e algoritmos dedicados para este fim, a partir de imagens em 2D. O *pixel size* (d) pode ser calculado pela razão entre o FOV e o tamanho da matriz de *pixel* (N) escolhida, conforme equação (2.11); cabe ressaltar que a escolha do tamanho da matriz de *pixel* é determinada pelo pesquisador, antes da geração da imagem tomográfica, e está relacionada ao tipo de estrutura a ser estudada (SEERAM, 2022)

$$d = FOV/N \quad (2.11)$$

O volume em 3D gerado pela seleção do FOV, contém o conjunto de matrizes de *pixel*, a este conjunto denomina-se *voxel* (*volume + pixel*), ou seja, este representa uma malha ou *grid* regular de matrizes em um espaço tridimensional; a figura 2.30 ilustra o descrito.

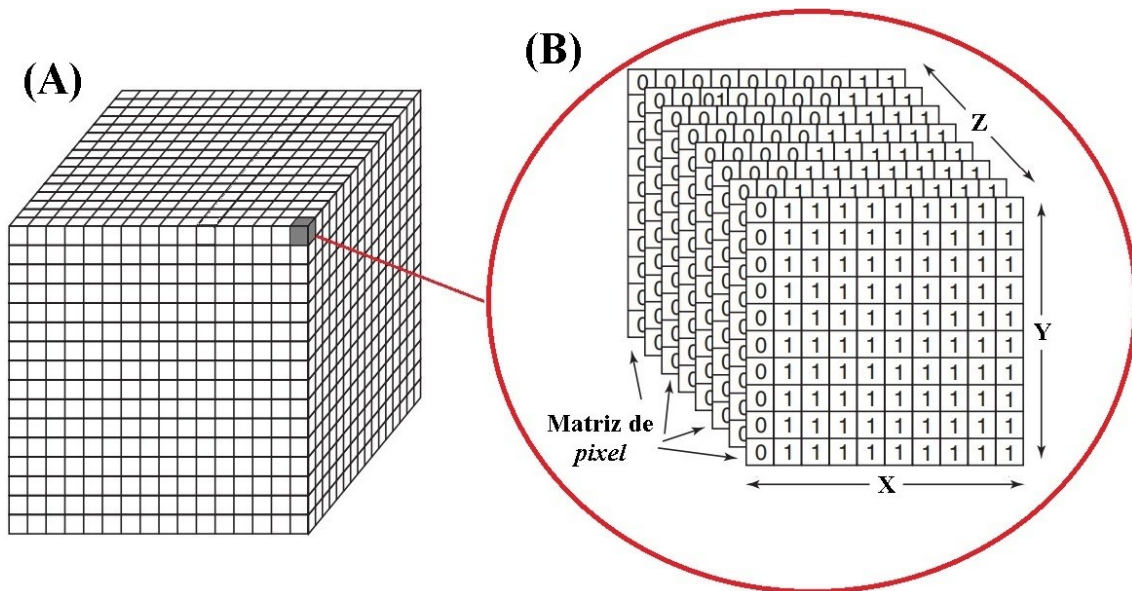


Figura 2.30 — Representação algébrica de *Voxel*; (A) *Voxel*; (B) Matriz de *pixel* (Adaptado de SEERAM, 2022).

O tamanho do *voxel* está relacionado com o tamanho de *pixel* efetivo. O *voxel* é um cubo, onde as dimensões das arestas são definidas pela medida do lado do *pixel* efetivo que é quadrado, ou seja, a relação entre as direções X, Y e Z de *voxels* os caracterizam enquanto isotrópicos tal qual o espaçamento entre os *slices*, que é o espaçamento igual ao lado do tamanho do *pixel*, e que ocorre na direção axial de um objeto.

O tipo de *voxel* por um sistema computacional está relacionado à sua utilização, sendo *voxels* anisotrópicos mais comuns em equipamentos médicos e os isotrópicos mais comuns em tomografias de feixe de raios X cônicos.

Após quantidades suficientes, de aquisição de quadros de imagem, dos raios X transmitidos por uma amostra aos detectores, os dados digitais são enviados a um computador para seu processamento; nele existem algoritmos e processadores para reconstruir a imagem tomográfica, em uma quantidade finita de etapas, denominada por imagem de reconstrução (SEERAM, 2022).

Algoritmos de reconstrução são baseados no trabalho de FELDKAMP *et. al.* (1984); ele propôs um algoritmo de reconstrução de imagens, denominado algoritmo FDK, para reconstrução de imagens digitais, obtidas por feixes cônicos; seu modelo segue representado na figura 2.31, em que o detector é localizado em um plano paralelo à linha $(a - a')$, d é a distância entre fonte e detector, l é a distância perpendicular entre o raio que sai da fonte de raios X e passa perpendicular ao detector, com θ o ângulo entre este

raio e um eixo W e ϕ o ângulo entre o eixo W e o raio que liga a fonte de raios X até o detector.

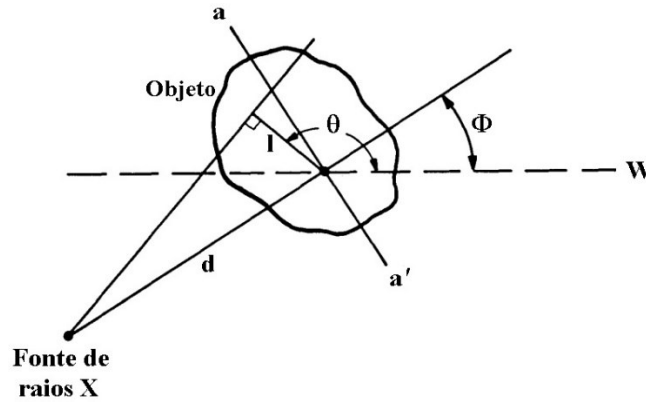


Figura 2.31 — Geometria de feixe cônico (FELDKAMP *et. al.*, 1984).

Na equação (2.12) a expressão para duas dimensões através da projeção tridimensional do objeto $f(x, y, z)$.

$$P(\theta, a, b) = P(\theta, a(x, y, \theta), b(x, y, \theta)) = \int f(x, y, z) dl \quad (2.12)$$

Onde:

θ : é o ângulo de projeção;

$a(x, y, \theta)$: é a coordenada horizontal do detector;

$b(x, y, \theta)$: é a coordenada vertical do detector;

l : é o comprimento geométrico de um raio que se propaga através do objeto até o detector.

Em que $a(x, y, \theta)$ e $b(x, y, \theta)$ são dadas pelas equações (2.13) e (2.14).

$$a(x, y, \theta) = R \cdot \left(\frac{-x \cdot \text{sen}(\theta) + \cos(\theta)}{R + x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \text{sen}(\theta)} \right) \quad (2.13)$$

$$b(x, y, \theta) = z \cdot \left(\frac{R}{R + x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \text{sen}(\theta)} \right) \quad (2.14)$$

Onde:

R: é o raio da trajetória de giro do conjunto fonte-detector, para o caso de um tomógrafo médico, ou a distância fonte-detector para o caso de tomógrafos industriais, em que é o objeto que rotaciona (FELDKAMP *et. al.*, 1984).

A depender da complexidade geométrica da amostra, em uma reconstrução de feixe cônico de raios X, é necessário a ponderação de fatores no algoritmo de reconstrução, em que ocorra um processo de filtragem (\tilde{P}) por convolução; a equação (2.15) apresenta um processo de filtragem (FELDKAMP *et. al.*, 1984).

$$\tilde{P}(\theta, a, b) = \left(\frac{R}{\sqrt{R^2 + a^2 + b^2}} * P(\theta, a, b) \right) * g(a) \quad (2.15)$$

Onde:

$g(a)$: é um filtro do tipo rampa.

Na equação (2.15) é possível destacar o pré-fator de peso que está relacionado à geometria do feixe de raios X, explicitado pela equação (2.16).

$$\frac{R}{\sqrt{R^2 + a^2 + b^2}} = \cos(\varphi) \cdot \cos(\Psi) \quad (2.16)$$

Onde:

φ : é o ângulo leque;

Ψ : é o ângulo cônico.

Por fim a retroprojeção da imagem, após aplicados o fator de peso e o filtro, é dado pela equação (2.17)

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \left(\frac{R^2}{(R + x \cdot \cos \theta + y \cdot \sen \theta)^2} \right) \tilde{P}(\theta, a(x, y, \theta), b(x, y, \theta)) d\theta \quad (2.17)$$

Fundamentando-se em BHARODIYA (2022) é possível elencar algumas etapas básicas para realizar o processamento digital de reconstrução de imagens tomográficas, conforme ilustra a figura 2.32.

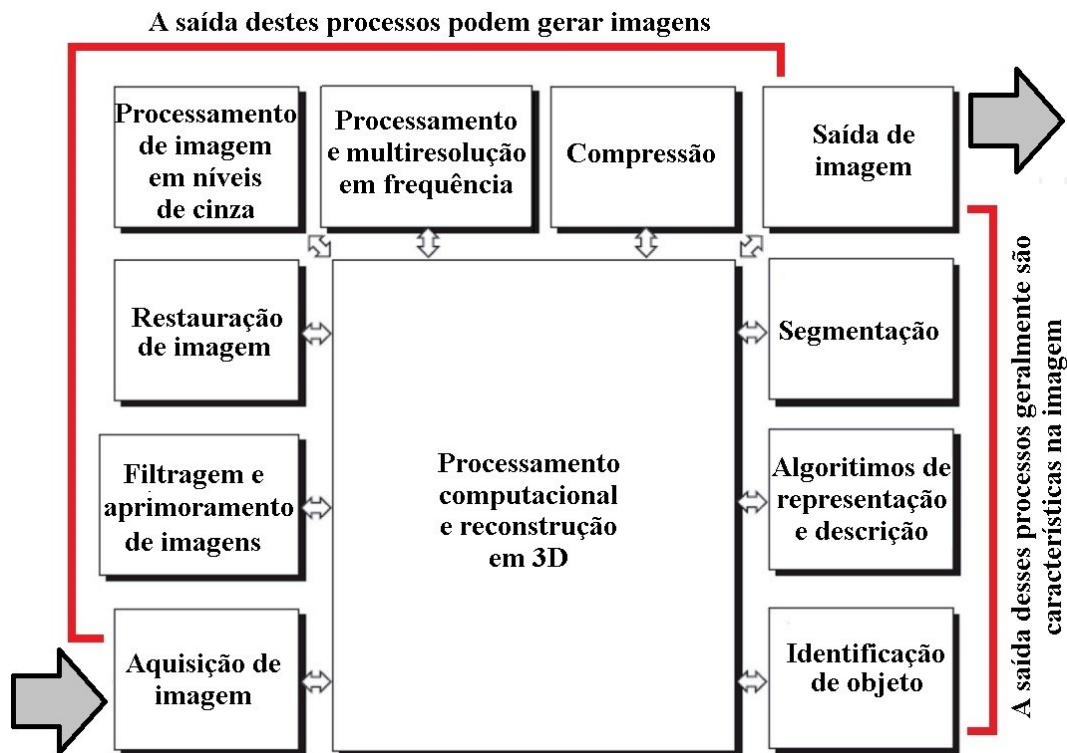


Figura 2.32 — Etapas básicas de processamento de imagem tomográfica digital (Adaptado de BHARODIYA, 2022).

II.3.3 – EXIBIÇÃO DE IMAGEM, PÓS-PROCESSAMENTO DE IMAGEM, ARMAZENAMENTO E COMUNICAÇÃO

A exibição de imagens tomográficas ocorre após realizado o processo de reconstrução da imagem; na atualidade a imagem é exibida em monitores de LCDs⁷; a partir da visualização da imagem nestas telas é possível manipular, armazenar em discos rígidos ou em nuvem⁸ e registrar tais imagens.

O pós-processamento de imagens se dá pela manipulação de imagem ou processamento digital de imagem, estas podem ser modificadas a fim de torná-las mais úteis ao observador para interpretação científica; um exemplo é a reformatação de vistas axiais da imagem que podem ser reeditadas em cortes sagitais ou trans axiais, ou ainda sua submissão em outras operações de processamento imagético, tal qual a manipulação

⁷ A sigla LCD significa *Liquid Crystal Display* ou Display de Cristal Líquido.

⁸ Nuvem é um tipo de armazenamento de dados na Internet, que através de um provedor qualquer gerencia e opera o armazenamento físico de dados digitais como serviço.

de níveis de intensidade de cinza, definição de borda, suavização de imagem ou renderização de imagem em 3D.

A comunicação em um sistema de tomografia computadorizada refere-se a transmissão de dados entre o sistema tomográfico e outros dispositivos, na mesma rede ou fora dela, tal qual os monitores de visualização, computadores, e impressoras, por exemplo. Entretanto, esta comunicação ocorre somente por protocolos específicos que melhor viabilizam a conectividade entre diferentes fabricantes e modelos de equipamentos; o protocolo utilizado nesta comunicação, estabelecido pelo *National Electrical* e o *American College of Radiology* (ACR), é o *Digital Imaging and Communication*.

II.4 – QUALIDADE DA IMAGEM DIGITAL

Segundo a ASTM E2736-10, a qualidade da imagem digital é intrínseca a três fatores, (i) o tipo de técnica radiográfica, (ii) à qualidade do feixe de radiação X e (iii) as propriedades inerentes à um detector. Estes fatores são fundamentais ao processo de reconstrução.

II.4.1 – QUALIDADE DO FEIXE DE RADIAÇÃO

A qualidade do feixe de radiação se refere ao poder de penetração do feixe de raios X e sua energia; um feixe de alta qualidade tem um espectro em energia com intensidade média alta. A quilo voltagem (keV) regula a qualidade do feixe, pois está diretamente associada à velocidade dos elétrons que viajam do cátodo para o ânodo, determinando a intensidade e a capacidade de penetração do feixe de raios X.

II.4.2 – TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS

Técnicas radiográficas são determinadas pelo tipo de estudo com a utilização de raios X, neste sentido existem técnicas radiográficas em medicina, em odontologia, na indústria e na pesquisa.

II.5 – SISTEMAS DE TOMOGRAFIA E MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADAS

Baseando-se em estudos e princípios do matemático australiano Johann Radon, feitos em 1917, o engenheiro eletrônico Godfrey Hounsfield e o físico sul africano Allan Cormack recebem o prêmio Nobel de medicina em 1979 pelo desenvolvimento da técnica tomográfica; na figura 2.33, o protótipo utilizado pelos pesquisadores em colaboração com os doutores Frank Doyle, James Ambrose e Louis Krenel (SCHULZ, *et. al.*, 2021).

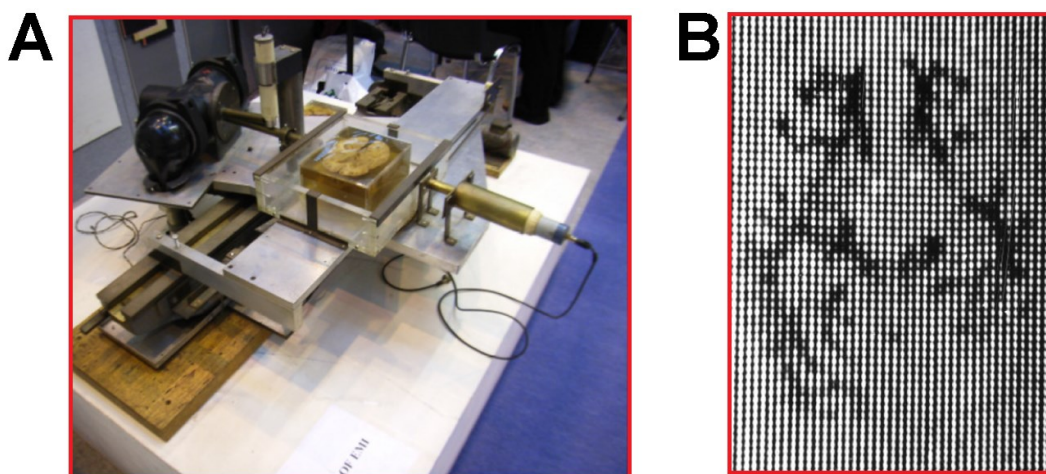


Figura 2.33 — Primeiro protótipo de tomógrafo (A) Scanner de torno, (B) Primeira imagem tomográfica de cérebro (Adaptado de SCHULZ, *et. al.*, 2021).

Para a geração da imagem tomográfica por raios X, constante na figura 2.1-B, o tempo de varredura de toda a peça foi de 9 h; desde a década de 1967, a técnica tomográfica seguiu em aprimoramentos, destacando-se os pesquisadores FELDKAMP, *et. al.* (1984) que otimizaram o processo, propiciando imagens tomográficas com melhor resolução em menor tempo (CORMACK, 1963; CORMACK, 1964; HOUNSFIELD, 1973; WELLS, *et. al.*, 1994; SPRAWLS, 2020).

Verificado que a técnica de tomografia computadorizada possibilitou a observação de estruturas internas de um objeto, no final da década de 1970, os aprimoramentos dos *scanners* de TC foram contínuos; inicialmente para diagnóstico clínico, em seguida, também desenvolvidos para a indústria, na realização de Ensaios não Destrutivos (END) (WANG, 2020).

Desde o primeiro tomógrafo comercial produzido pela *Electric and Musical Industries* (EMI), várias empresas seguiram na fabricação e desenvolvimento de equipamentos tomográficos, por exemplo a *General Electric Company Ltd* (GE), *Siemens*, *Varian*, *Searle*, *Compagnie Generale Radiologie* (CGR), *Artronix*, *Elscint*, *Philips*, *Tokyo Shibaura* (*Toshiba*), *Hitachi* e *Shimadzu*; contribuído para o aperfeiçoando todo o processo envolvido na aquisição, reconstrução e análise de imagens tomográficas (ZWANENBURG *et. al.*, 2021; SCHULZ, *et. al.*, 2021).

Na década de 1980, a TC industrial está mais amplamente divulgada e utilizada em ensaios não destrutivos (END); estes criaram novas possibilidades de observação e investigação, de variados tipos de objetos, fornecendo uma compreensão básica de características internas de um material, por exemplo, a existência de defeitos, densidades, disposição e existência de estruturas; as técnicas industriais podem ser classificadas de acordo com a origem dos raios X e a resolução espacial, por exemplo em: macrotomografia computadorizada (macroTC), microtomografia computadorizada síncrotron (s-CT), microtomografia computadorizada síncrotron com espelhos KB⁹ (s-CT+KB), microtomografia por tubo de raios X (microCT), nanotomografia computadorizada (nanoCT), conforme ilustra a figura 2.34 (WANG, 2020).

⁹Espelhos Kirkpatrick Baez (KB), são espelhos que promovem um foco duplo, isto é, um foco na vertical e outro na horizontal, além de também atuar como filtro de ruídos eletromagnéticos.

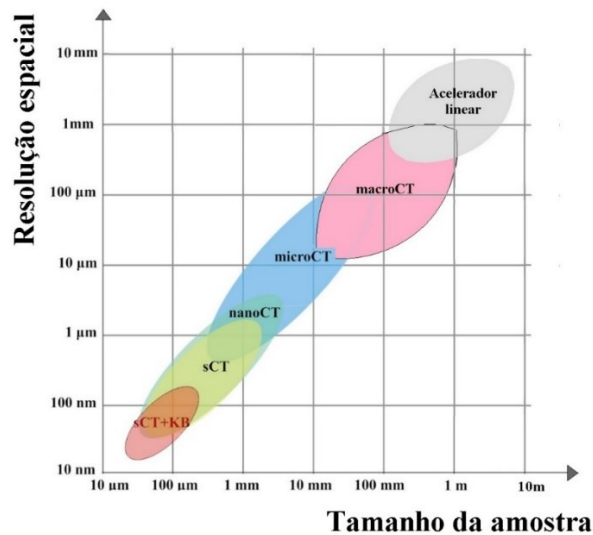


Figura 2.34 — Resolução espacial de objetos em função do diâmetro do objeto (Adaptado de WANG, 2020).

Na atualidade o tempo para a realização de uma tomografia computadorizada reduziu para cerca de segundos, uma redução de tempo significativa, quando comparado às nove horas necessárias, desde o primeiro protótipo de Hounsfield & Cornack na década de 1979 (SPRAWLS, 2020).

II.5.1 – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UM TOMÓGRAFO

Uma imagem é denominada tomográfica, pois é obtida por “fatias” (*slices*) de um objeto. Etimologicamente, a palavra tomografia é de origem grega, em que: “tomos” significa “corte”, e “grafia” significa “imagem”. Características das imagens tomográficas estão relacionadas com a densidade dos objetos de análise, aspectos do detector, propriedades do equipamento de raios X e dos *softwares* utilizados no armazenamento, geração e reconstrução de imagens.

Para que seja gerado uma tomografia computadorizada (CT), inicialmente é necessário que um tubo de raios X gire 360° , em velocidade constante, em torno de um objeto de análise, em oposição a um detector que gira simultâneo, coplanar e ao longo do mesmo eixo que os une; o conjunto de imagens capturadas pelo detector são armazenadas e processadas por um computador que contém *softwares* dedicados, possibilitando uma imagem tomográfica; a figura 2.35 ilustra o arranjo descrito entre a fonte de raios X e o detector (SEERAM, 2022).

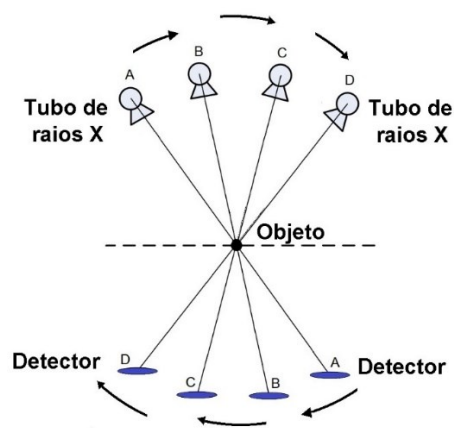


Figura 2.35 — Posições respectivas de tubo de raios X e detector para aquisição de imagem tomográfica (Adaptado de IAEA, 2014).

II.5.2 – EVOLUÇÃO DOS TOMÓGRAFOS

O primeiro equipamento comercial de tomografia computadorizada, como destacado anteriormente, desenvolvido por Godfrey Newbold Hounsfield, em 1972, realizava apenas exames de crânio (SCHULZ, *et. al.*, 2021).

Este equipamento, para gerar exames de imagem mais completos, completava uma varredura, em velocidade constante, com rotação total de 180° do conjunto tubo de raios X e Detector; conforme ilustrado anteriormente na figura 2.6; o feixe de raios X era reto e poderiam existir entre um e três detectores; a duração média de um exame de crânio era de cinco minutos para cada corte (*slice*) (SEERAM, 2022).

A geometrias dos tomógrafos, os tipos de tubos de raios X, os tipos de detectores, sua quantidade e o processamento das imagens seguem em aprimoramento constante, desde o primeiro tomógrafo, de maneira que é possível propor uma categorização de tais equipamentos em gerações, ainda que existam modelos híbridos (SPRAWLS, 2020); importante salientar que a categorização por gerações está mais relacionada às tecnologias desenvolvidas e implementadas, em cada equipamento que fora comercializado; sem, entretanto, negligenciar o conhecimento da existência de protótipos e tomógrafos mistos, entre cada uma das nomeadas gerações.

Tendo por base a categorização por gerações, foi priorizado elencar nesta categorização os primeiros equipamentos comerciais desenvolvidos, visto que, as inovações em tomógrafos seguem até o presente momento, para as diversas geometrias

II.5.2.1 – 1^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS

O primeiro aparelho de Tomografia Computadorizada EMI-Scanner (figura 2.36-A), de 1972, e o sistema de controle de raios X (figura 2.36-B) realizavam apenas a tomografia de encéfalo e crânio de 0^o até 180^o por *slice*, retornando ao ângulo 0^o, para o próximo *slice* (SCHULZ, *et. al.*, 2021).

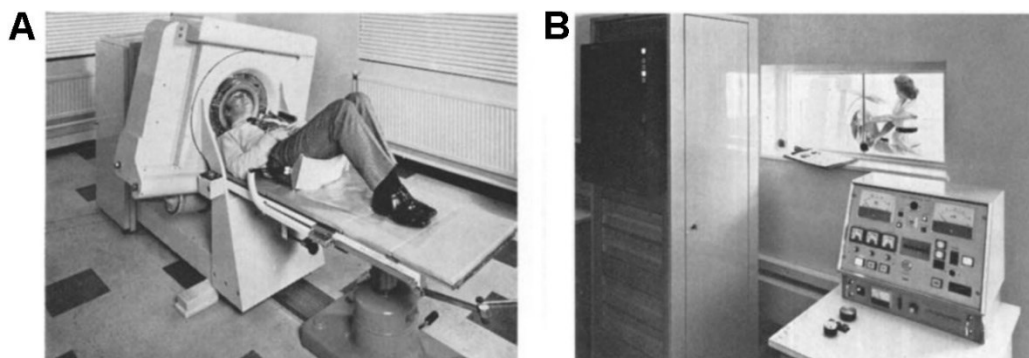


Figura 2.36 — Primeira geração de aparelho tomográfico. (A) Equipamento tomográfico; (B) Sistema de controle (HOUNSFIELD, 1973).

A primeira geração de tomógrafos é a Linear, na atualidade utilizados para demonstrações, possuem feixes de raios X paralelos e pontuais, denominados *pencil beam*; o tubo de raios X e o detector (um detector) são alinhados de forma paralela e juntos realizam movimentos de translação e rotação, de forma simultânea, com tempo de varredura entre 4,5 min e 5,5 min, um esquema da geometria descrita consta na figura 2.37 (BUSHONG, 2016).

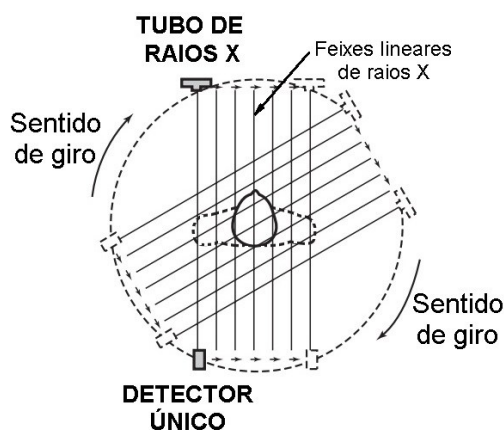


Figura 2.37 — Geometria de tomográfico de primeira geração (Adaptado de SEERAM, 2022).

II.5.2.2 – 2^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS

A máquina tomográfica de segunda geração, modelo ACTA 0100, criada em 1974 por Robert S. Ledley, evoluiu para fazer imagens tomográficas de corpo inteiro; sua geometria apresentou ligeiras diferenças em relação ao tomógrafo de primeira geração (SPRAWLS, 2020), o equipamento segue apresentado na figura 2.39.

Este tomógrafo possui a mesma rotação de 0^o até 180^o, do conjunto fonte e detector, por *slice*, retornando ao ângulo 0^o, para o próximo *slice*; apresentando um aumento na quantidade de detectores (entre 5 e 50), feixe de raios X em leque e rapidez na realização de exames, com duração média entre vinte segundos a três minutos, por cada *slice*; na figura 2.38 uma representação de sua geometria (SPRAWLS, 2020).

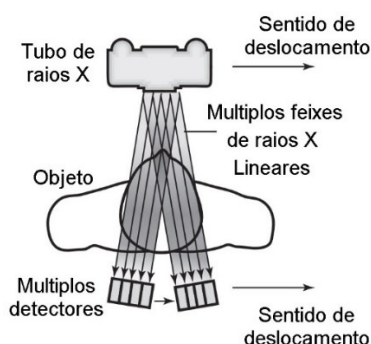


Figura 2.38 — Geometria de tomográfico de segunda geração (Adaptado de SEERAM, 2022).

O equipamento real segue apresentado na figura 2,39.

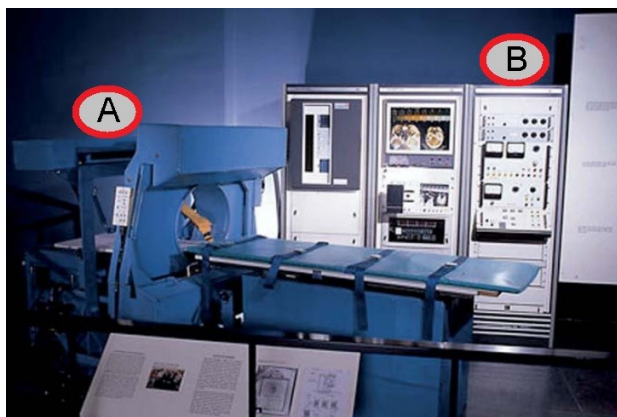


Figura 2.39 — Segunda geração de aparelho tomográfico (A) Equipamento tomográfico; (B) Computador de controle (Adaptado de SITTING, 2006).

II.5.2.3 – 3^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS

O tomógrafo de terceira geração foi criado em 1975; a rotação do sistema fonte/detector passou a ser de 0^o até 360^o por *slice*, retornando ao ângulo 0^o, para o próximo *slice*; o feixe de raios X continuou em formato de leque, mas com um conjunto de detectores curvos (entre 260 e 520) de cobertura angular aproximada de 60^o (matriz de detectores); com o novo arranjo, o tempo de exame reduziu de 2 segundos a 10 segundos por *slice*, um esquema segue apresentado na figura 2.40 (BOONE, 2021).

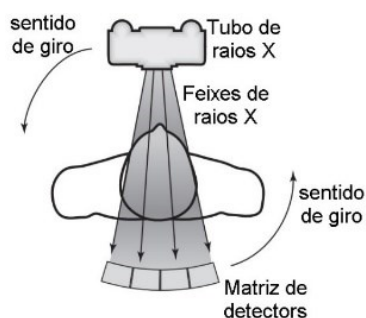


Figura 2.40 — Geometria de tomográfico de terceira geração (Adaptado de SEERAM, 2022).

Na figura 2.41, uma vista do equipamento aberto.

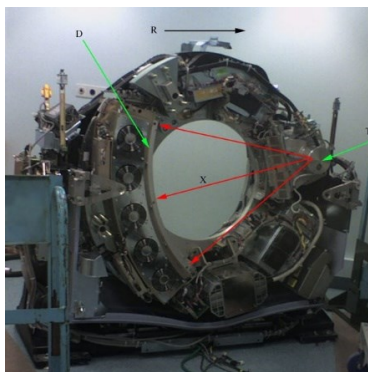


Figura 2.41 — Terceira geração de aparelho tomográfico; (D) Matriz de detectores; (R) Sentido de giro do gantry¹⁰; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X (Wikimedia Commons, 2021).

¹⁰ *Gantry*, pórtico ou portal é o aparato que abriga o sistema composto pelo tubo de raios X e os detectores, este proporciona que o sistema possa rotacionar; também hospeda parte da eletrônica do equipamento.

II.5.2.4 – 4^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS

Desenvolvido em 1976 o tomógrafo computadorizado de quarta geração também fazia varreduras de 0° até 360° por *slice*, retornando ao ângulo 0° , para o próximo *slice*, não adquirindo muitas mudanças em relação a de terceira geração, exceto por possuir um conjunto circular e estacionário de detectores. Além do aumento de detectores (300 a 1000), a máquina realizava o exame de 2 a 5 segundos a cada *slice*, na figura 2.42 um esquema de seu funcionamento e na figura 2.43 um equipamento real (GOULD, 2022).

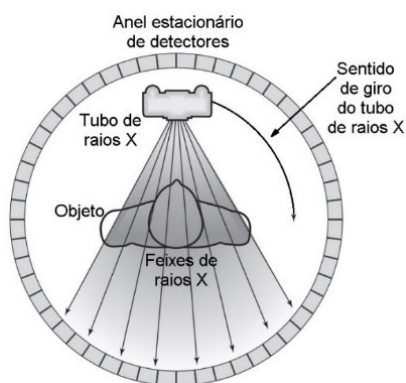


Figura 2.42 — Geometria de tomográfico de quarta geração (Adaptado de SEERAM, 2022).

O equipamento real pode ser visto na figura.

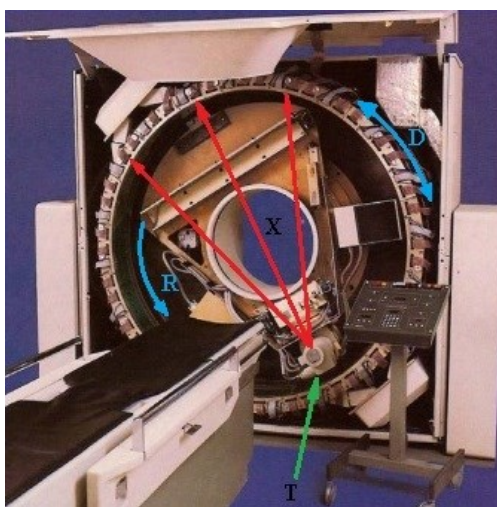


Figura 2.43 — Quarta geração de aparelho tomográfico; (D) Matriz circular estacionária de detectores; (R) Sentido de giro do tubo de raios X; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X (Adaptado de GOULD, 2022).

II.5.2.5 – GERAÇÃO HÍBRIDA DE TOMÓGRAFOS

É possível classificar esta geração de tomógrafo em um tipo híbrido entre a 4^o geração e a próxima geração de tomógrafos (5^o geração) implementado na década de 1981; este equipamento possui um conjunto de duas fileiras de detectores estacionários, em semicírculo, que combinados a quatro posições de emissão de raios X, geravam oito cortes (*slices*), por tomada de imagem, de posições axiais distintas.

Diferente dos tomógrafos das versões anteriores, nestes modelos os raios X eram gerados a partir de um gerador de elétrons; estes, direcionados e acelerados na horizontal, eram desviados por uma bobina, para atingir quatro alvos de tungstênio. Cada um dos alvos, na forma de um arco de 210^o, possibilitavam ao feixe de raios X variar o ponto focal de análise sobre a amostra (SCHULZ, *et. al.*, 2021), conforme representado na figura 2.44.

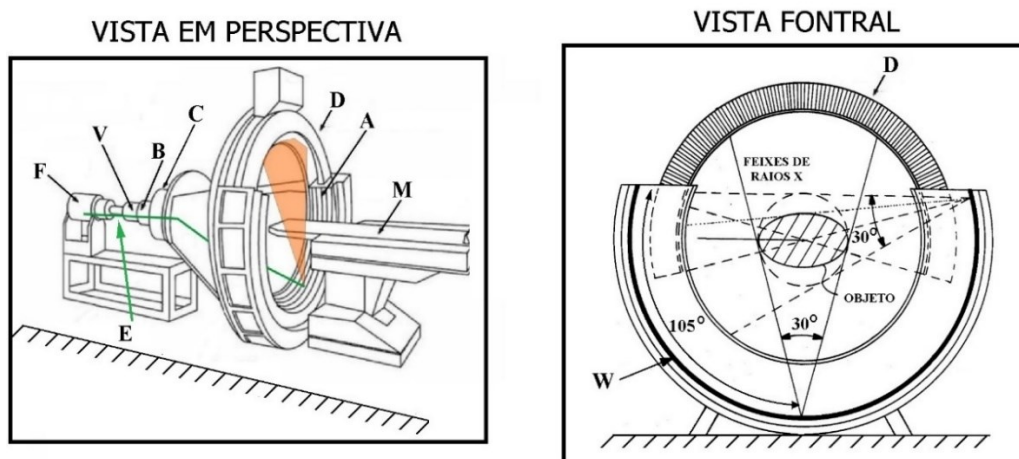


Figura 2.44 — Esquema de geração híbrida de aparelho tomográfico por feixe de elétrons; (F) Fonte de elétrons; (E) Feixe de elétrons; (V) Fonte de vácuo; (B) Bobina de foco; (C) Bobina de deflexão do feixe de elétrons; (D) Detectores; (A) Colimadores do alvo anelar de tungstênio; (M) Mesa de translado; (W) Alvo de tungstênio (Adaptado de ANDROULAKIS, 2017; SPRAWLS, 2020).

O tempo de duração para a obtenção da imagem tomográfica com oito *slices*, por *slice*, era de 33 a 100ms, a figura 2.45 o equipamento de 1981.

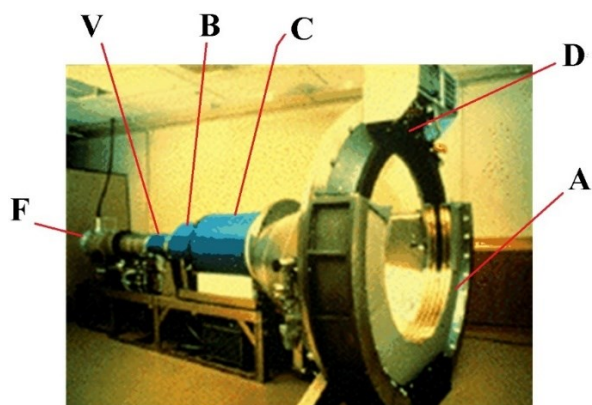


Figura 2.45 —Aparelho tomográfico, por feixe de elétrons, da geração híbrida; (F) Fonte de elétrons; (V) Fonte de vácuo; (B) Bobina de foco; (C) Bobina de deflexão do feixe de elétrons; (D) Detectores; (A) Colimadores do alvo anelar de tungstênio (Adaptado de CAO, 2018).

II.5.2.6 – 5^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS

Produzido em 1990, o tomógrafo computadorizado de quinta geração, também denominado helicoidal ou espiral, se destacou por proporcionar enorme ganho de eficiência. Isto ocorre devido à rotação de 0° até 360° contínua, do tubo de raios X em conjunto com a matriz de detectores; estes, podiam seguir rotacionando em torno do objeto, sem a necessidade de retornar ao ângulo 0° , para o próximo *slice*; isto, associado ao movimento combinado de uma mesa, que introduz a amostra no interior do *gantry*, possibilitou uma varredura do tipo helicoidal, conforme ilustra a figura 2.46 (HSIEH, 2021).

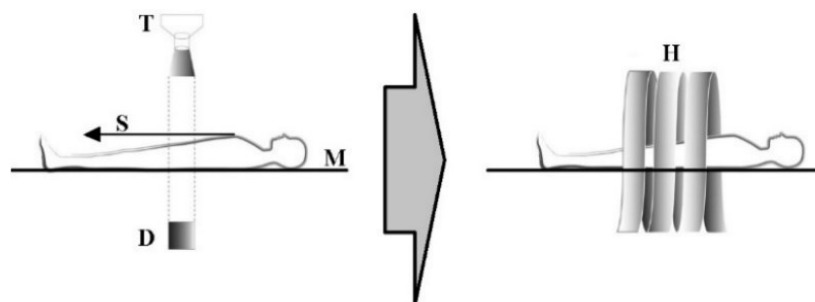


Figura 2.46 — Esquema da geometria de tomográfico de quinta geração; (T) tubo de raios X; (S) Sentido da mesa; (D) Um detector; (M) Mesa de apoio de amostra; (H) Varredura espiral ou helicoidal (Adaptado de HUSSEIN, 2019).

Estes tomógrafos eram denominados *Single Slice Computed Tomography* (SSCT) por possuir uma fileira de detectores; na figura 2.47, uma vista frontal de um equipamento de 5^o geração e alguns de seus componentes.

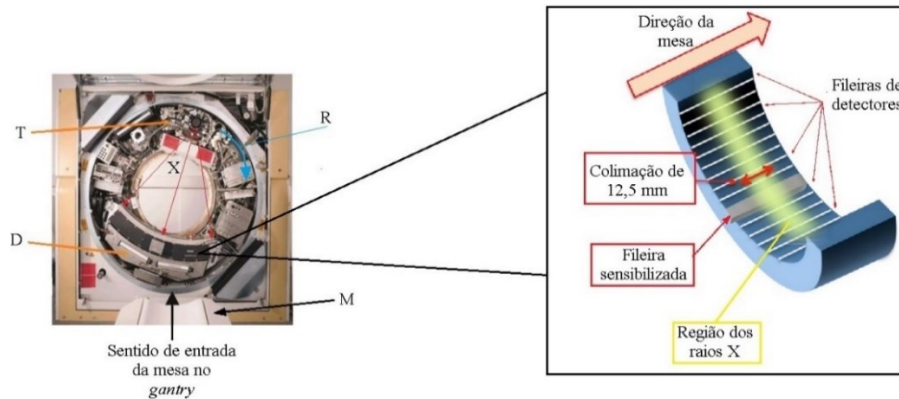


Figura 2.47 — Quinta geração de aparelho tomográfico; (D) Detectores; (R) Sentido de giro do tubo de raios X e detectores; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X; (M) Mesa de suporte da amostra (Adaptado de SPRAWLS, 2020; NERISSIAN, 2021).

II.5.2.7 – 6^o GERAÇÃO DE TOMÓGRAFOS

Denominados *Multi Slice Computed Tomography* (MSCT), a tomografia *multislice* foi desenvolvida em 1998, com o mesmo método de rotação contínua e inicialmente com o quádruplo de fileiras de detectores, em relação ao tomógrafo Helicoidal de 5^o geração, na figura 2.48 uma ilustração do sistema de escaneamento (HOFER, 2021).

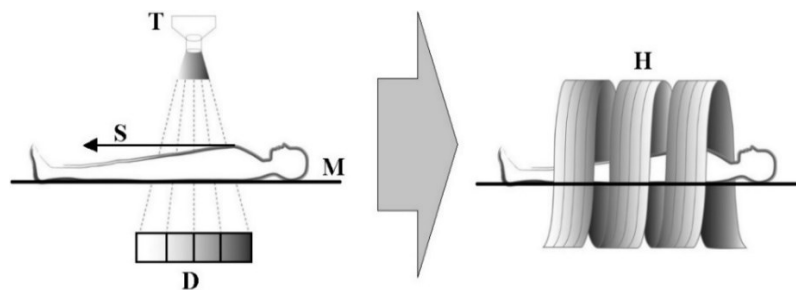


Figura 2.48 — Esquema da geometria de tomográfico de sexta geração; (T) tubo de raios X; (S) Sentido da mesa; (D) Detectores; (M) Mesa de apoio de amostra; (H) Múltiplas varreduras em espiral ou helicoidal (Adaptado de HUSSEIN, 2019).

Na medida em que a tecnologia de detecção avançou, tal qual o sistema digital de processamento e armazenamento de dados, o número de fileiras de detectores também aumentou; na figura 2.49, uma representação do equipamento de 6^o geração.

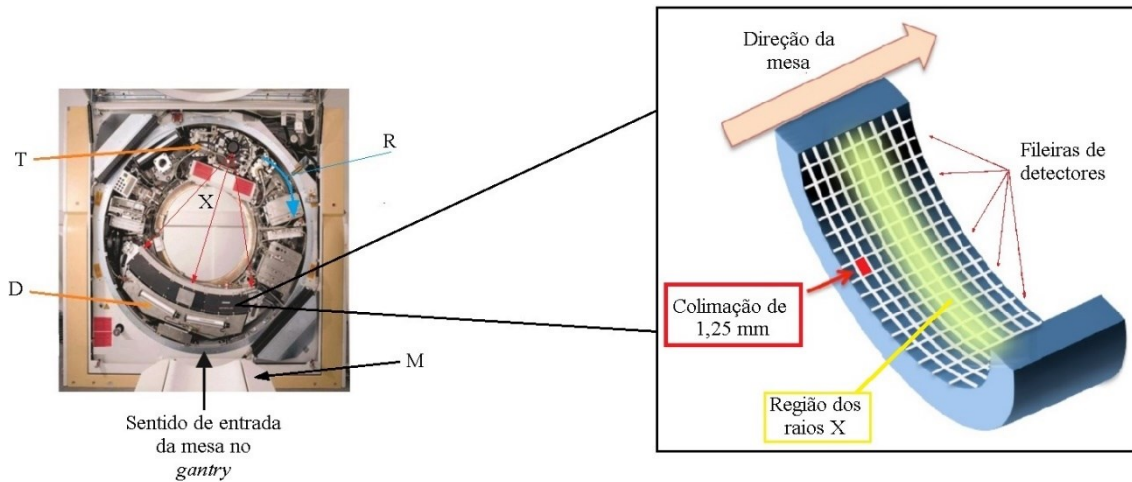


Figura 2.49 — Sexta geração de aparelho tomográfico; (D) Detectores; (R) Sentido de giro do tubo de raios X e detectores; (X) Feixe de raios X; (T) Tubo de raios X; (M) Mesa de suporte da amostra (Adaptado de SPRAWLS, 2020; NERSISSIAN, 2021).

II.5.3 – A MICROTOMOGRAFIA

Na atualidade, sistemas de microtomografia são desenvolvidos para proporcionar imagens de uma amostra, em três dimensões (3D), em poucos minutos, com inúmeras possibilidades de análise; por esta razão são amplamente aplicados em diversas linhas de pesquisa.

Na indústria, a microtomografia segue amplamente utilizada na investigação de metal, materiais compostos, polímeros entre outros, pois com resolução espacial compreendida entre $25 \mu m$ e $400 \mu m$, de acordo com o equipamento utilizado, a capacidade de distinção de características em uma amostra possibilita, por exemplo, a constatação de variações dimensionais, descontinuidades, incrustações, inclusões e todo tipo de deformação, que a partir da imagem em 3D pode viabilizar inspeções, com apenas uma varredura, em alguns instantes (WANG, 2020).

Na figura 2.50, uma ilustração para indicar a resolução espacial em função da energia de raios X, para alguns tipos de materiais.

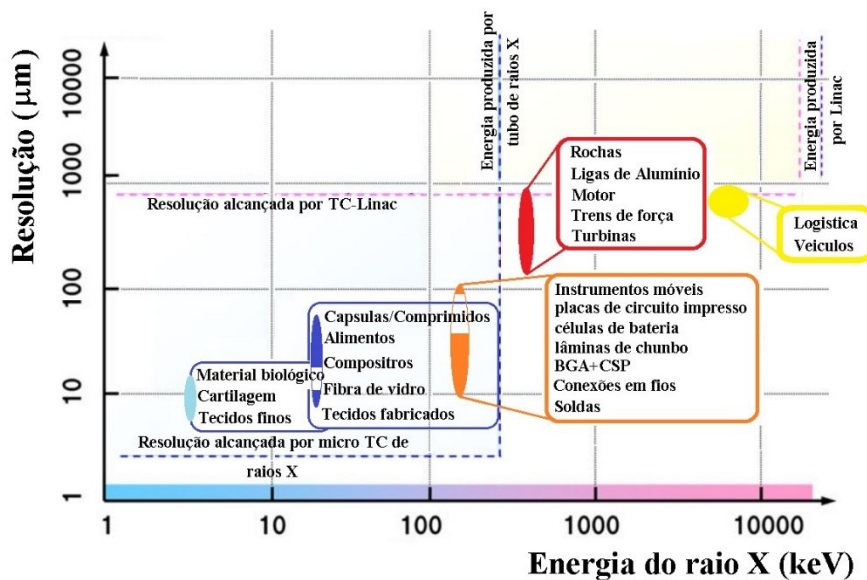


Figura 2.50 — Resolução espacial em função da energia de raios X para distintos materiais (Adaptado de SATO, 2019).

É possível indicar que estado da arte em tomografia ocorre na microtomografia (microCT) e sobretudo na nanotomografia (nanoCT) computadorizadas, em que é possível obter imagens de raios X de objetos em três dimensões (3D); este método proporciona uma resolução espacial extremamente aumentada e vem sendo utilizado, em escala crescente, em tomografias clínicas e sobretudo em trabalhos de pesquisa de ponta (GE, 2018).

Isto se deve ao fato de as técnicas propiciarem imagens em 3D, da morfologia interna e da microestrutura de amostras com resoluções de microns até submicrons; obtidas de forma não destrutiva, tanto para amostras in vivo quanto para ex vivo (JOJI, 2022).

Dentre as diversas linhas de pesquisa que utilizam a microCT, inúmeros trabalhos são publicados continuamente pelo Laboratório de Instrumentação Nuclear da COPPE/UFRJ (LIN-COPPE/UFRJ), entre os quais é possível citar, por exemplo, a investigação e caracterização de rochas, tal qual os trabalhos desenvolvidos por Machado (2015) e por Araújo (2019), o estudo de características de leguminosas, apresentado por dos Santos *et. al.* (2021), o estudo de tipo de construção de uma pequena escultura em madeira, desenvolvido por Sanches *et. al.* (2023), o estudo de osso feito por Pichone *et. al.* (2022), e a investigação de artefatos do patrimônio artístico e cultural, por Oliveira *et. al.* (2022); entre muitos outros.

II.6 – ESTADO DA ARTE EM ANÁLISES DE OBRAS DE PATRIMÔNIOS HISTÓRICO E CULTURAL, POR APLICAÇÕES DE SISTEMAS TOMOGRÁFICOS.

Para além de informações de características estilísticas e documentais em obras de patrimônio histórico e cultural, a utilização da tomografia computadorizada possibilita obter informações acerca da estrutura interna de uma peça.

Neste sentido, a imagem tomográfica pode, por exemplo, ajudar a evidenciar o tipo de material que constitui uma obra contribuindo para sua rastreabilidade, em relação sua origem geográfica, época de construção e culturas relacionadas.

Além disto, a tomografia possibilita informações internas da escultura que podem auxiliar na determinação de quantidade de camadas que a compõe, existência de fissuras, reparos, técnicas de construção, da distribuição e dimensões de diferentes materiais em cada camada, da existência de materiais orgânicos, na distribuição volumétrica de vazios, ou de outros materiais, existência de materiais inertes ou reagentes.

Desta forma, a possibilidade de um arquivo de informações de tomografia de uma obra, além de compor um rico conjunto de informações acerca dela, também pode contribuir para eventuais restaurações e determinação do nível originalidade de uma obra, e que pode compor o arquivo de uma obra.

A utilização da tomografia em obras do patrimônio artístico e cultural compõe o estado da arte em termos de pesquisa e arquivamento de informações; sendo o Brasil um país de grande riqueza cultural é premente a necessidade de contribuir com informações de tomografia em peças deste patrimônio; a seguir destacam-se alguns trabalhos no Brasil e no mundo com este enfoque.

O *National Geographic Channel*, em colaboração com a Siemens, em 2007 usando a tecnologia de tomografia computadorizada, em um tomógrafo médico modelo SOMATOM Sensation 64, obteve a imagem do busto da governante egípcia Nefertiti; descobriu-se que dentro da escultura, havia uma outra escultura de Nefertiti, em calcário, que era diferente da escultura exterior (ZENGER, 2021), conforme apresentado na figura 2.51.



Figura 2.51 – Tomografia de busto de Nefertiti (ZENGER, 2021).

Mizuno *et. al.* (2010) conduziu uma pesquisa relativa a uma antiga máscara de madeira, do final do século XVI, descoberta na cidade de Yatsushiro, na província de Kumamoto, no Japão e se encontra atualmente no Museu Central Nacional do Japão; ela foi considerada como um dos tesouros nacionais daquele país em 1964. Entretanto, existia uma dúvida sobre sua origem, se era uma máscara japonesa ou se era uma máscara coreana da cultura Hahoe; se coreana, a máscara deveria ser feita de um tipo de madeira denominada amieiros *Alnus spp*; após realizado uma microtomografia, foi verificado que a madeira da máscara era de *Salix sp*, o que descartou a possibilidade de ser de origem coreana, na figura 2.53-A, a referida máscara e na figura 2.52-B a imagem de microtomografia da estrutura de madeira do tipo *Salix sp* (MIZUNO *et. al.*, 2010).

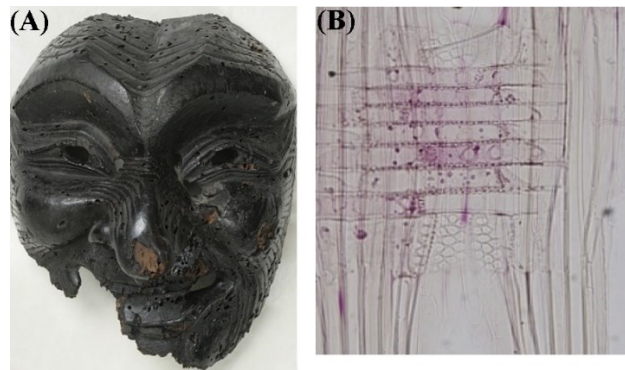


Figura 2.52 – (A) Máscara de madeira, do final do século XVI; (B) Imagem microtomográfica (Adaptado de MIZUNO *et. al.*, 2010).

De Almeida (2018) em 2009 conduziu a realização de tomografia computadorizada, utilizando um tomógrafo de uso médico, modelo CT-LAIT SPEEC - PRO 16 canais-GE, em uma escultura do Senhor bom Jesus do Bonfim, publicando seus resultados em 2018; em seu estudo pretendeu obter informações da obra para trabalho de restauração; devido à escultura possuir braços abertos foi possível obter informações apenas da região entre a clavícula e os pés, conforme ilustra a figura 2.53-A.

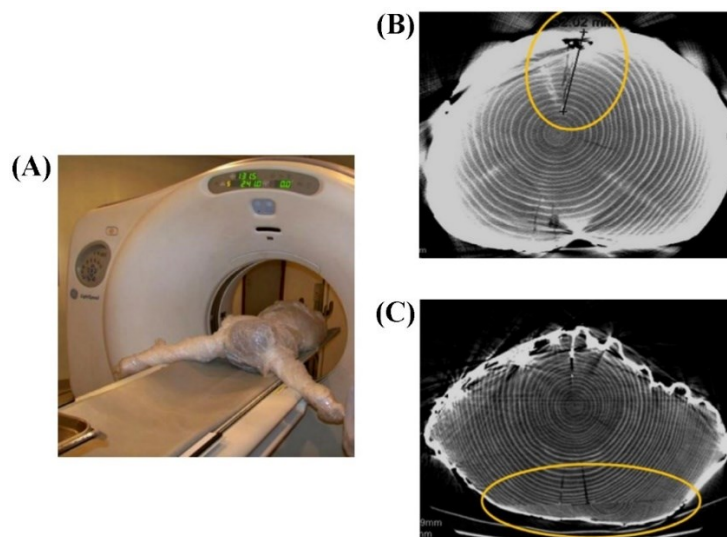


Figura 2.53 – Tomografia de estatueta da escultura do Senhor bom Jesus do Bonfim; (A) Escultura em tomógrafo; (B) Detalhe na região da barriga da escultura; (C) Detalhe na região das costas da escultura (De ALMEIDA, 2018).

Na imagem tomográfica obtida por De Almeida (2018), é possível observar nas figuras 2.53-B e 2.53-C, a presença de detalhes, por exemplo os anéis de crescimento da madeira utilizada, rachaduras e regiões de emendas.

Saleem (2020), em sua pesquisa sobre múmias, ressalta a importância da utilização da tomografia no levantamento de informações acerca de antigos enterros de crianças em vasos de cerâmica; segundo ela, a técnica possibilita obter uma riqueza de informações forenses, antropológicas e de materiais que podem revelar a cultura relacionada aos antigos rituais funerários; na figura 2.54-A o vaso funerário e nas figuras 2.54-B e 2.54-C, as imagens tomográficas do artefato.

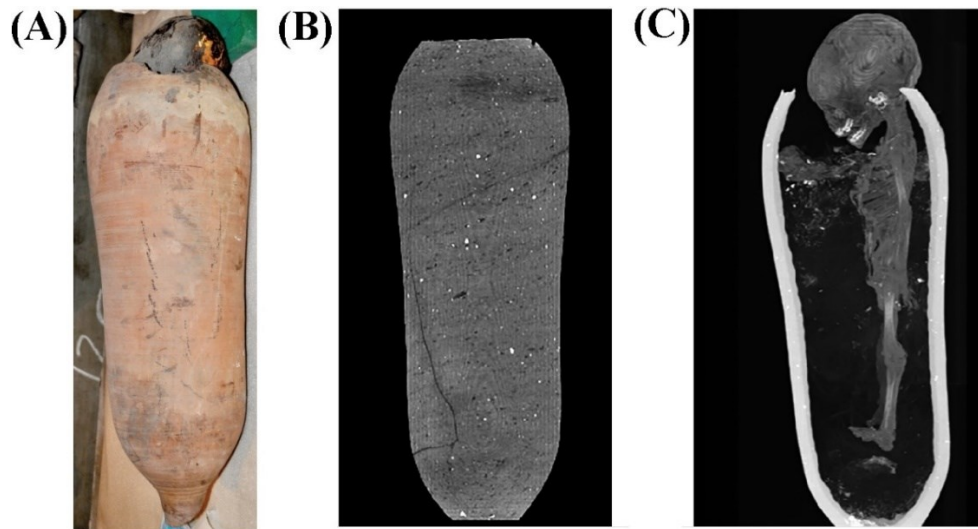


Figura 2.54 – (A) Múmia em vaso cerâmico; (B) Destaque de imagem tomográfica da parte cerâmica; (C) Destaque de imagem tomográfica em vista lateral (SALEEM, 2020).

No ano de 2021, a partir das imagens de microtomografia (figura 2.55-C) de um fragmento do dedo de uma escultura de terracota (figura 2.55-A e figura 2.55-B), proveniente do sítio arqueológico budista de Tepe Narenj em Cabul, Afeganistão, que deve ter sido esculpida entre os séculos V e IX, PRAT *et. al.* (2021) mostrou, pela primeira, vez a existência de materiais de origem vegetal na composição da argila, ao utilizar o recurso de renderização da imagem tomográfica a partir de um valor de densidade, ou valor de TH, conforme apresentado nas figuras 2.55-D e 2.55-E.

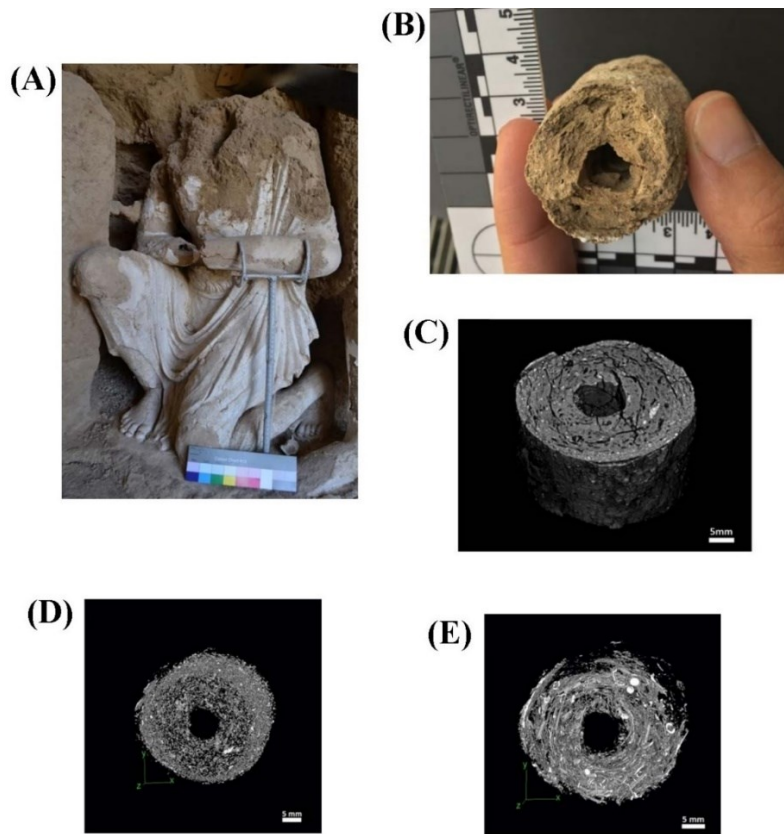


Figura 2.55 – (a) Escultura de terracota em Cabul, Afeganistão; (B) Fragmento de dedo da escultura; (C) Imagem tomográfica em perspectiva do fragmento de dedo; (D) Imagem tomográfica com destaque de estruturas finas; (E) Imagem tomográfica com destaque de estruturas espessas (PRAT *et. al.*, 2021).

Oliveira (2021) desenvolve um sistema de tomografia computadorizada portátil para análise de objetos do patrimônio histórico e cultural, a fim de tomografar objetos históricos raros de museus que não podem ser trasladados de seu local de guarda, na figura 2.56, parte do aparato utilizado em que se destaca, o tubo de raios X, a mesa giratória e o detector *flat panel*.



Figura 2.56 – Parte de sistema tomográfico de Oliveira (2021).

Em suas análises, Oliveira (2021), realizou a tomografia de uma escultura de Nossa Senhora da conceição (figura 2.57-A), em que foi possível gerar a imagem em 3D da peça (figura 2.57-B), com a identificação de pregos e vazios em seu interior, conforme ilustram as figuras 2.57-C e 2.57-D.

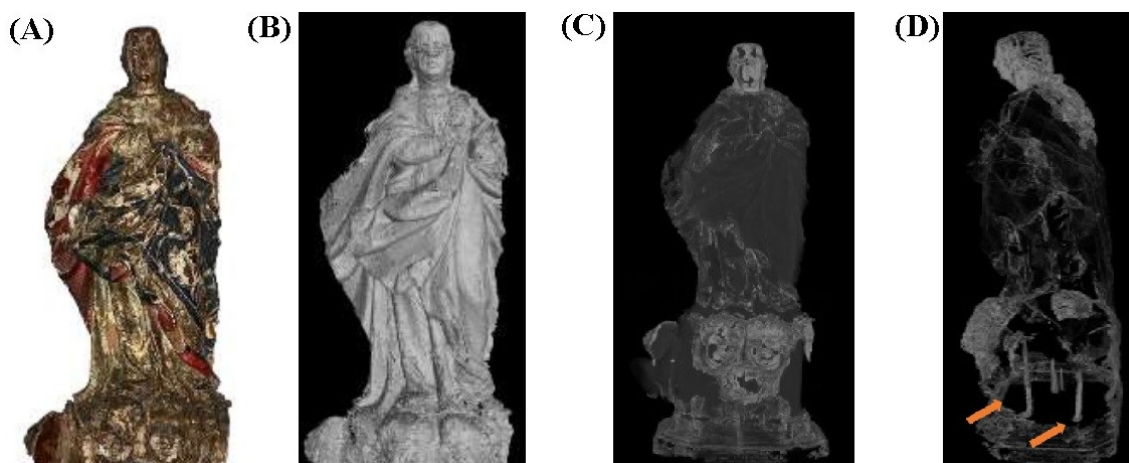


Figura 2.57 – (A) Escultura de Nossa Senhora da Conceição; (B) Imagem tomográfica de escultura; (C) Imagem tomográfica com destaques; (D) Imagem tomográfica com destaques de características de seu interior (OLIVEIRA, 2021).

SALEEM (2021) em sua pesquisa sobre a morte do Rei Seqenenre Taa II no Egito entre os anos de 1558 e 1553, antes de Cristo, a partir de imagens obtidas por um tomógrafo helicoidal médico, conseguiram estimar que Seqenenre morreu em torno do

dos quarenta anos, com as mãos amarradas, e que além dos ferimentos na testa, à direita, nariz e base do crânio, antes conhecidos, foi possível novas fraturas craniofaciais na face lateral direita do crânio, conforme apresentado na figura 2.58.



Figura 2.58 – Tomografia de crânio do Rei Seqenenre Taa II (SALEEM, 2021).

Seeram (2022) apresenta tomografia de múmia peruana, em que é possível notar os restos cerebrais na parte posterior da fossa nasal, conforme figura 2.59.

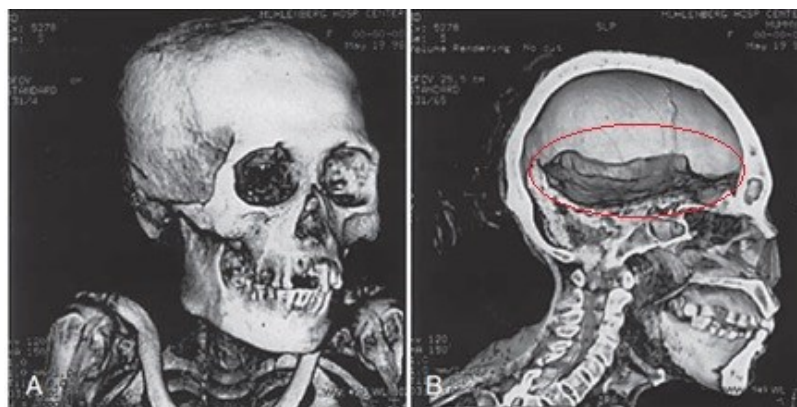


Figura 2.59 – (A) Tomografia de múmia peruana; (B) Imagem tomográfica com destaque de resquício de massa cerebral (SEERAM, 2022).

Em 2022, Oliveira *et. al.* (2022) aprimoram e caracterizam um sistema tomográfico para esculturas em madeira, em princípio utilizam um *phanton* de madeira onde identificam todas suas características, por exemplo os anéis de crescimento da madeira utilizada, emendas, vazios, grampos e nós existentes, conforme ilustra a figura 2.60.

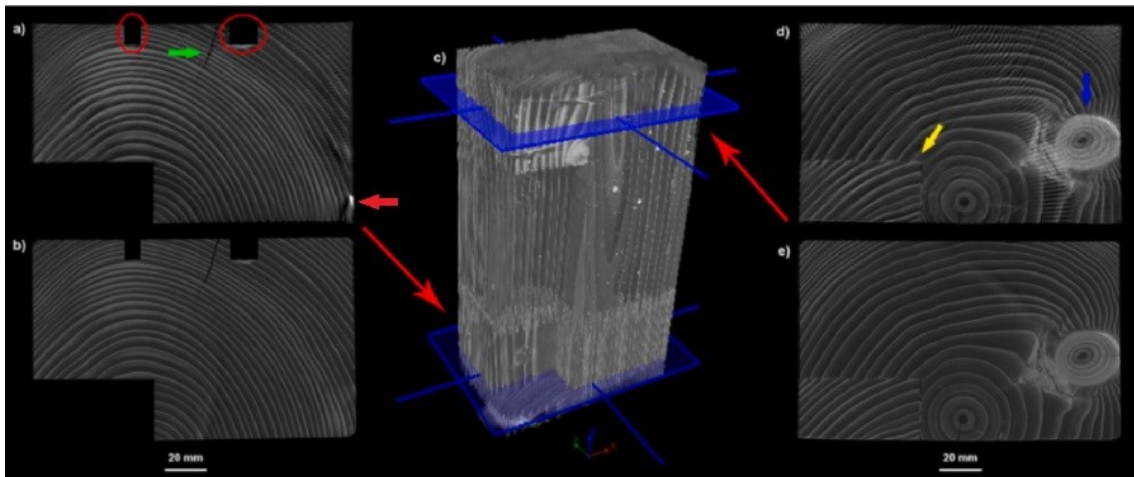


Figura 2.60 – Tomografia de *Phanton* de madeira; (a) Imagem tomográfica destacando vazios, trinca e metal; (b) Imagem tomográfica axial inferior. (c) Imagem tomográfica de peça em madeira, indicando as regiões de análise; (d) Imagem tomográfica destacando emenda e nó; (e) Imagem tomográfica axial superior (OLIVEIRA *et. al.*, 2022).

Com seu sistema tomográfico realizam imagens tomográficas de uma escultura de Santa Luzia, pertencente a uma igreja do Rio de Janeiro; com renderização em 3D, identificam na cabeça da escultura um cravo de metal (figura 2.61-A) e olhos em vidro (figura 2.61-B), conforme indicado nas imagens da figura 2.61.

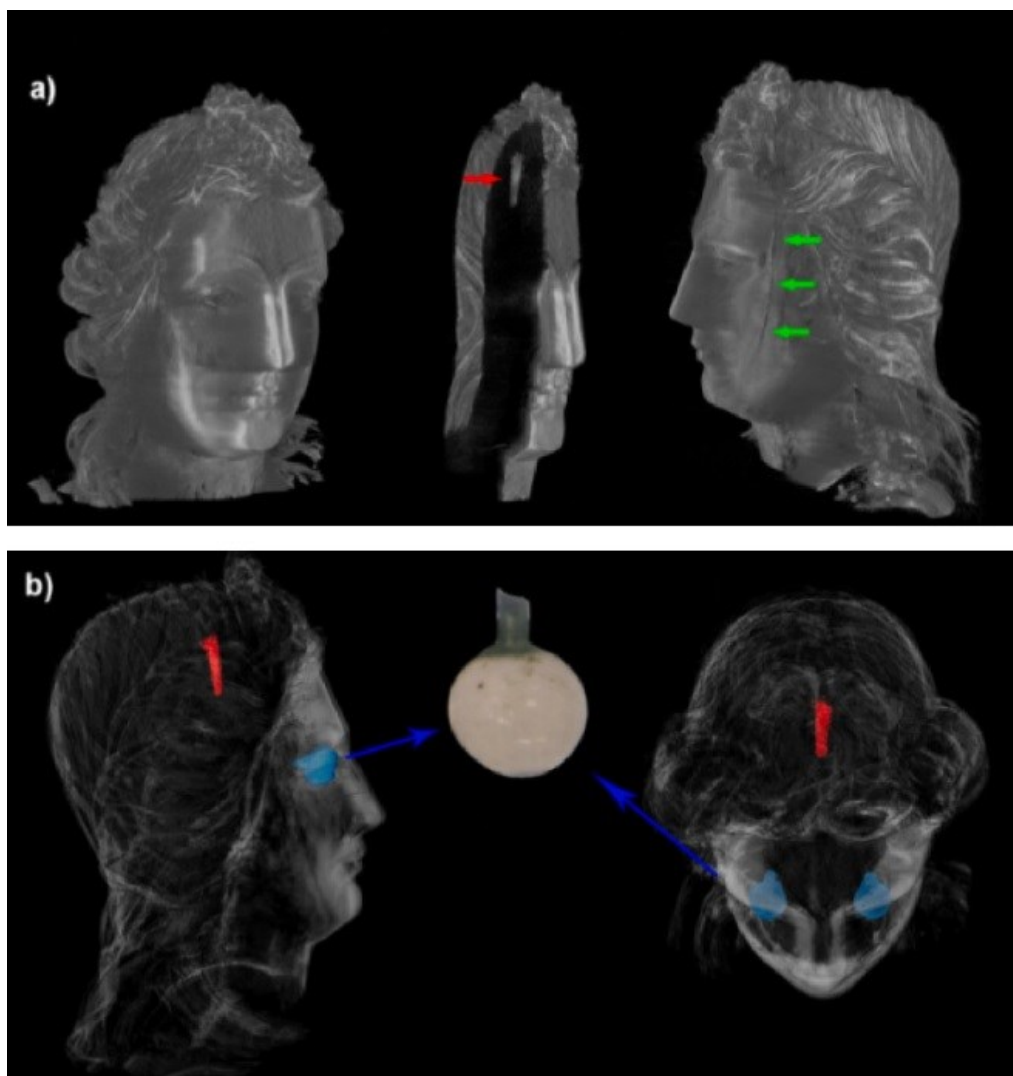


Figura 2.61 – Tomografia da cabeça de estatua de Santa Luzia; (a) Vista em perfil e destaques para item de fixação e emenda; (b) Destaques para item de fixação e olhos em vidro (OLIVEIRA *et. al.*, 2022).

CAPÍTULO III

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo é apresentado a fundamentação teórica baseada na física das radiações relacionada à produção de raios X, em um tubo de raios X, tal qual seus principais componentes e suas funções.

III.1 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

A radiação eletromagnética ocorre por fótons; estes não possuem massa de repouso ou carga elétrica. Devido a suas características, sua interação com o material irradiado não é tão intensa quanto no caso de partículas carregadas; entretanto, a radiação eletromagnética pode interagir com a matéria através de uma série de mecanismos; estes podem ser classificados de acordo com o tipo de alvo e o efeito da interação do fóton sobre ele, isto é, se ocorre absorção ou espalhamento da radiação (A. AL-OKOUR, 2020).

Fótons com energias além da faixa do ultravioleta, entre aproximadamente $0,1\text{ keV}$ e 1 GeV , propõe alguns processos dominantes, em termos de probabilidade, sendo eles a Absorção Fotoelétrica, o Espalhamento Rayleigh, o Espalhamento Compton e Produção de Pares; em menor probabilidade ocorrem as reações fotonucleares. Neste trabalho, serão destacados a Absorção Fotoelétrica, o Espalhamento Compton e a Produção de Pares (FABJAN, 2020).

III.1.1– EFEITO FOTOELÉTRICO/ ABSORÇÃO FOTOELÉTRICA

No efeito fotoelétrico, um fóton de energia $h\nu$ é absorvido por um material, composto de átomos de número atômico Z ; em seguida, ocorre a ejeção de um fotoelétron do material absorvedor com energia cinética E_c , e que possui energia de ligação E_L , de acordo com sua camada eletrônica; a equação (3.1) indica a energia cinética em função das energias do fóton incidente e da energia de ligação do elétron ejetado (A. AL-OKOUR, 2020).

$$E_c = h\nu - E_L \quad (3.1)$$

Importante destacar que, a depender da faixa de energia do fóton incidente $h\nu$, ocorrem diferentes mecanismos de atenuação; no caso de o espectro de energia estar entre 50 keV e 100 keV , é predominante a absorção fotoelétrica, na qual um fóton de raios X incidente em uma amostra, ou átomo, promove a ejeção de elétrons mais internos, isto é, que ocupam camadas mais profundas do átomo (GUNTORO *et. al.*, 2019); sendo assim, quanto mais energética da camada eletrônica – Energia de ligação (E_L), K ou L por exemplo, maior será a energia do fotoelétron emitido E_c (OLIVEIRA, 2010); a figura 3.1 ilustra o descrito.

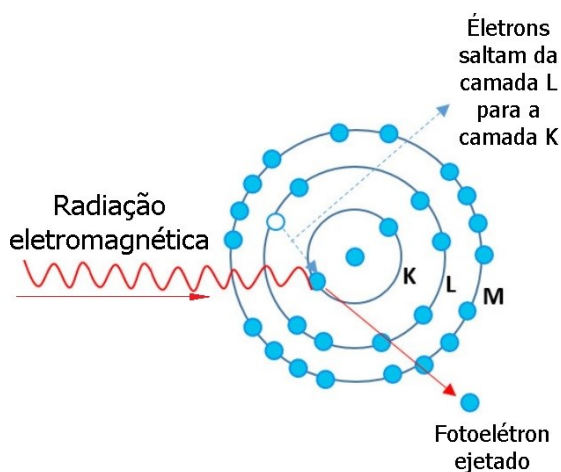


Figura 3.1 — Absorção fotoelétrica (Adaptado de GUNTORO *et. al.*, 2019).

O fotoelétron ejetado gera um átomo ionizado, pois ocorre uma vacância eletrônica; esta, ao ser preenchida por um outro elétron, que pode pertencer às camadas eletrônicas superiores ou mesmo um elétron livre, propõe a emissão de fótons de raios X. Esta radiação pode ser reabsorvida pelas camadas eletrônicas menos ligadas do átomo ou emitida na forma de raios X característico do elemento.

Os raios X característicos de um átomo identifica o tipo de material, pois cada elemento químico possui energias das camadas eletrônicas que os distinguem; na figura 3.2, uma ilustração da nomenclatura clássica de Siegbahn¹¹ e a nomenclatura adotada pela *Union of Pure*

¹¹ A notação Siegbahn é uma notação clássica e foi introduzida por Manne Siegbahn; é utilizada na espectroscopia de raios X para nomear as linhas espectrais, que são características de elementos atômicos.

and Applied Chemistry (IUPAC¹²) para a notação de raios X característicos, em que as mais importantes são as energias das camadas K e L.

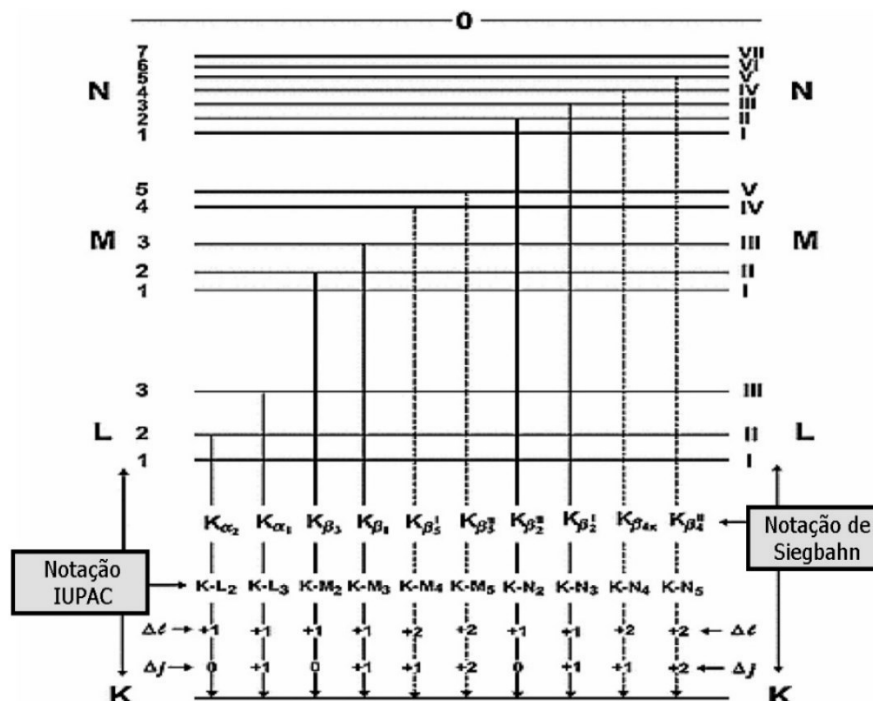


Figura 3.2 — Nomenclatura para raios X característicos por Siegbahn e IUPAC (Adaptado de A. AL-OKOUR, 2020).

No espectro de 50 keV a 100 keV predomina a absorção fotoelétrica, fenômeno que é intensificado para materiais com átomos de elevado número atômico, por exemplo o chumbo; estes materiais são ditos absorvedores de energia e promovem a atenuação da radiação. Segundo Guntoro *et. al.* (2019) o coeficiente de atenuação em massa é dado pela equação (3.2).

$$\mu_{massa} = a + b * \frac{Z^n}{h\nu^{3,2}} \quad (3.2)$$

Em que Z é o número atômico, isto é, corresponde à quantidade de prótons existentes no núcleo de um átomo; as constantes a e b são coeficientes relacionados à energia do fóton incidente, tal qual o valor de n; este, para o espectro de energia anteriormente indicado pode variar entre 4 e 5 (GUNTORO *et. al.*, 2019; OLIVEIRA, 2010).

¹² IUPAC é a autoridade mundial em nomenclatura e terminologia química, incluindo a nomeação de novos elementos na tabela periódica; em métodos padronizados de medição; e em pesos atômicos, além de outras características concernente a um elemento atômico.

Sendo assim, é definida a equação para o coeficiente de atenuação de um material (μ_c), para uma dada energia incidente ε , em um material de densidade ρ , conforme a equação 3.3 (GUNTORO *et. al.*, 2019).

$$\mu_c(\varepsilon) = \rho * \mu_{massa}(\varepsilon) \quad (3.3)$$

Sendo assim, no que se refere à interação por absorção fotoelétrica, o fóton incidente desaparece e sua a energia é transferida para o átomo alvo, ou conjunto de átomos, de maneira que a intensidade de energia, ao longo de um comprimento do alvo - $I(x)$, para um feixe monocromático de fótons com energia E , diminui exponencialmente como uma função da profundidade de penetração no comprimento do alvo segundo a equação (3.4) (FABJAN, 2020).

$$I(x) = I_0 * e^{-\mu_c * x} \quad (3.4)$$

III.1.2 – EFEITO COMPTON

O espalhamento Compton ocorre na interação da radiação eletromagnética incidente em um elétron, fracamente ligado, em um átomo do material absorvedor; este fenômeno é típico da interação entre fótons, emitidos por fontes de radioisótopos ou gerados por equipamentos específicos, e um material; a figura 3.3 ilustra o descrito.

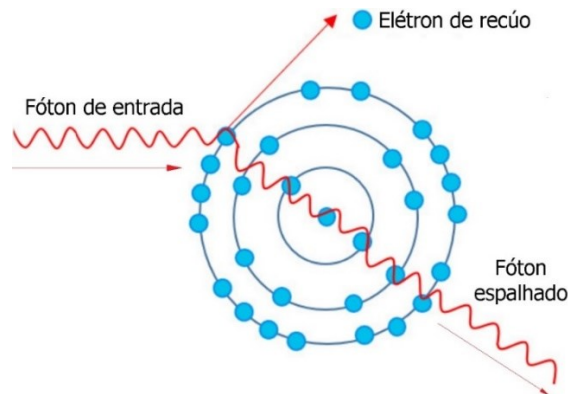


Figura 3.3 — Espalhamento Compton (adaptado de GUNTORO *et. al.*, 2019).

O fenômeno é caracterizado pela transferência de parte da energia do fóton incidente ($h\nu$) para um elétron de camadas mais externas da eletrosfera; neste modelo, é considerando que o elétron alvo está livre e inicialmente em repouso; este, após ser expelido, é denominado elétron de recuo; após a interação do fóton incidente com o elétron alvo, ocorre a mudança de direção do fóton de entrada de um ângulo θ , tal qual a redução de sua energia ($h\nu_c$), ou seja, $h\nu_c < h\nu$, conforme ilustra a figura 3.4 (FABJAN, 2020).

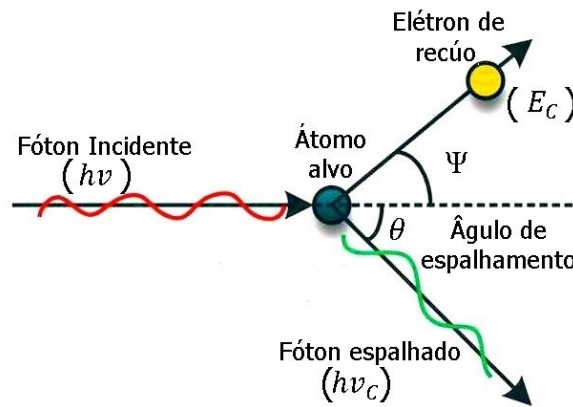


Figura 3.4 — Ângulos do fóton espalhado e do elétron de recuo (adaptado de QIAO *et. al.*, 2021).

O ângulo de espalhamento do fóton (θ) e o ângulo do elétron de recuo (Ψ) estão relacionados pela equação (3.5); o ângulo θ pode ter qualquer valor entre 0^0 e 180^0 , bem como o ângulo Ψ está entre 0^0 e 90^0 (VALLEJOS, 2022).

$$\cot\left(\frac{\theta}{2}\right) = \left(1 + \frac{h\nu}{mc^2}\right) * \tan \Psi \quad (3.5)$$

Tendo em vista que se trata de um sistema conservativo, é possível ilustrar o sistema antes da interação do fóton incidente e após esta interação, em relação aos momentos e energias, conforme ilustra a figura 3.5 (VALLEJOS, 2022).

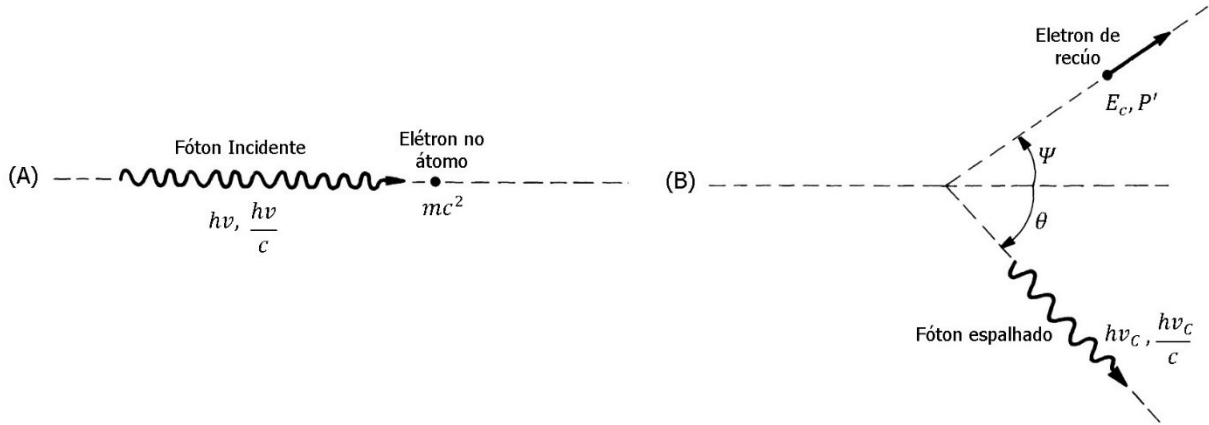


Figura 3.5 — Ilustração para conservação de Energia e Momento – (A) Antes da interação e (B) após a interação (Adaptado de VALLEJOS, 2022).

Nesta interação ocorre a conservação de momento (P) conforme indicado na equação (3.6) e conservação de energia dada pela equação (3.7), antes da incidência do fóton e após sua interação com o átomo alvo, em que surgem o fóton espalhado e o elétron de recuo (VALLEJOS, 2022).

Pela conservação de Momento tem-se:

$$\begin{aligned} \text{Na horizontal:} \quad & \frac{hv}{c} = \frac{hv_C}{c} * \cos \theta + P' * \cos \Psi \\ \text{Na vertical:} \quad & \frac{hv_C}{c} * \sin \theta = P' * \sin \Psi \end{aligned} \tag{3.6}$$

Pela conservação de Energia tem-se:

$$hv + mc^2 = hv_C + E_C \tag{3.7}$$

Segundo A. Al-Okour (2020), considerado a conservação de energia e conservação de momento, entre o estado inicial e o estado final, após o espalhamento Compton, é possível escrever a equação (3.8) para a energia do fóton espalhado (hv_C), tal qual a equação (3.9) para a energia do elétron de recuo, indicadas nas equações 3.8 e 3.9.

$$hv_C = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0 * c^2} * (1 - \cos \theta)} \tag{3.8}$$

Onde:

h : constante de Plank;

ν : frequência da radiação;

c : velocidade da luz no vácuo;

$h\nu_C$: é a energia do fóton espalhado;

$h\nu$: é a energia do fóton incidente;

m_0 : massa do elétron;

$m_0 * c^2 = 0,511 \text{ MeV}$: é a energia de repouso do elétron;

θ : é o ângulo entre o elétron de recuo e o fóton espalhado.

$$E_C = \frac{\frac{h\nu}{m_0 * c^2} * (1 - \cos\theta)}{1 + \frac{h\nu}{m_0 * c^2} * (1 - \cos\theta)} \quad (3.9)$$

Onde:

E_C : é a energia do fóton de recuo;

A energia de repouso do elétron de $0,511 \text{ MeV}$ é a energia do fóton, normalizada para a massa do elétron; verifica-se que da energia contida no fóton de entrada, a quantidade de energia transferida ao elétron ejetado é menor que a energia contida no fóton espalhado, mesmo no caso em que o ângulo de espalhamento θ seja de 180° , ou seja, $\theta = \pi$, em que ocorre a energia cinética máxima do elétron de recuo; a figura 3.6 traz a fração média de energia transferida do fóton incidente, ao elétron de recuo (OLIVEIRA, 2010).

Energia do fóton incidente (MeV)	Energia cinética média do elétron de recuo (MeV)
0.01	0.0002
0.02	0.0007
0.04	0.0027
0.06	0.0056
0.08	0.0094
0.10	0.0138
0.20	0.0432
0.40	0.124
0.60	0.221
0.80	0.327
1.00	0.440
2.00	1.06
4.00	2.43
6.00	3.86
8.00	5.34
10.0	6.84
20.0	14.5
40.0	30.4
60.0	46.6
80.0	62.9
100.0	79.4

Figura 3.6 — Energia do fóton incidente e energia do elétron de recuo (Adaptado de VALLEJOS, 2022).

Na figura 3.7 é possível identificar que a energia transportada pelo raio gama espalhado depende fortemente do ângulo de espalhamento; para ângulos menores a energia do fóton espalhado é maior quando comprado à energia para ângulos maiores.

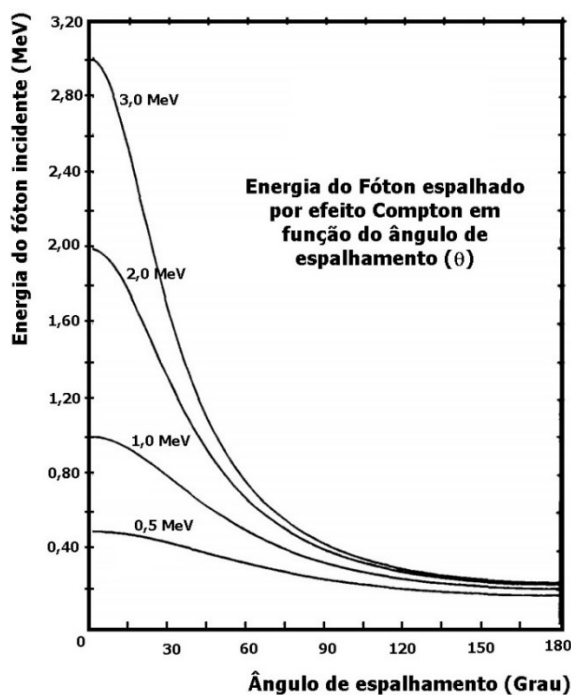


Figura 3.7 — Variação da intensidade de radiação espalhada por Efeito Compton de raios gama, em relação ao ângulo de espalhamento (Adaptado de KNOLL, 2000).

De acordo com A. Al-Okour (2020), uma outra característica do Efeito Compton é sua ausência para fótons de entrada de baixa energia, segundo o autor, o fenômeno surge em torno de 10 keV, e na medida em que a energia do fóton de entrada aumenta, a predominância deste efeito aumenta rapidamente, tornando-se dominante em 100 keV, sendo quase exclusivo por volta de 1Mev, seguido de gradativa redução para energias muito altas (A. AL-OKOUR, 2020).

Klein e Nishina em 1929 apud Fabjan (2020) propõe que a seção de choque total, em cada elétron, para o espalhamento Compton de um fóton, não polarizado, em um elétron livre em repouso, é dada pela equação (3.7).

$$\sigma^{(KN)} = 2\pi * \left(\frac{\alpha\hbar c}{mc^2}\right)^2 * \left[\frac{1+u}{u^2} \left(\frac{2(1+u)}{1+2u} - \frac{\ln(1+2u)}{u} \right) + \frac{\ln(1+2u)}{2u} - \frac{1+3u}{(1+2u)^2} \right] \quad (3.7)$$

Onde:

$\sigma^{(KN)}$: Seção de choque por Kley e Nishina;

$u = hv/(m_0 * c^2)$;

$\alpha \approx 1/137$: Constante para estruturas finas;

$\hbar = h/2\pi$.

Em que para baixas energias, isto é $u \ll 1$, a equação (3.7) de Klein-Nishina pode ser reescrita a partir de uma expansão, conforme indicado na equação (3.8) (FABJAN, 2020).

$$\sigma^{(KN)} = \frac{8\pi}{3} * \left(\frac{\alpha\hbar c}{mc^2}\right)^2 * \left[\frac{1}{(1+u^2)^2} * \left(1 + 2u + \frac{6}{5}u^2 + \dots \right) \right] \quad (3.8)$$

Onde:

$\frac{8\pi}{3} * \left(\frac{\alpha\hbar c}{mc^2}\right)^2$: Termo denominado seção transversal Thomson.

De maneira análoga, para altas energias, isto é $u \gg 1$, a equação (3.7) é reescrita conforme indicado na equação (3.9) (FABJAN, 2020).

$$\sigma^{(KN)} \approx \pi * \left(\frac{\alpha\hbar c}{mc^2}\right)^2 * \frac{1}{u} \left[\frac{1}{2} + \ln(2u) \right] \quad (3.9)$$

A distribuição angular do fóton espalhado é dada pelo diferencial da seção de choque ($\sigma^{(KN)}$) em relação ao cosseno do ângulo de espalhamento, isto é, $d\sigma^{(KN)}/d\cos\theta$, conforme indicado na equação (3.10) (FABJAN, 2020).

$$\frac{d\sigma^{(KN)}}{d\cos\theta} = \pi * \left(\frac{\alpha\hbar c}{mc^2}\right)^2 * \left[\frac{1}{1 + u * (1 - \cos\theta)}\right]^2 * \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2}\right) * \left(1 + \frac{u^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta) * [1 + u * (1 - \cos\theta)]}\right) \quad (3.10)$$

Considere um ângulo sólido $d\Omega$, formado pelas projeções do ângulo θ do fóton espalhado, em relação à direção do fóton de entrada, conforme ilustra a figura 3.8.

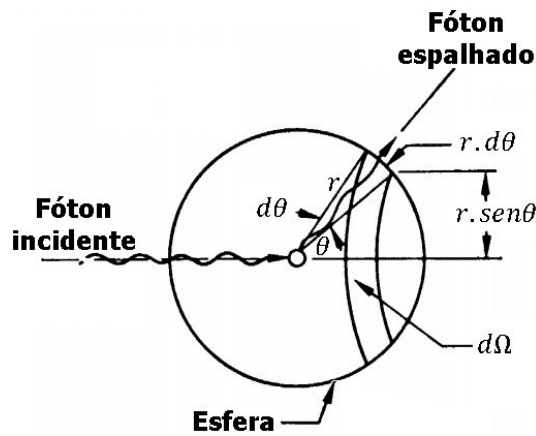


Figura 3.8 — Esfera de espalhamento cujo raio é o centro do elétron alvo (Adaptado de VALLEJOS, 2022).

Note que $d\Omega$ é definido pela equação (3.11) e equação (3.12).

$$d\Omega = \frac{2\pi r \cdot \text{sen}\theta \cdot r \text{sen}\theta}{r^2} \quad (3.11)$$

$$d\Omega = 2\pi \cdot \text{sen}\theta \cdot r \text{sen}\theta \quad (3.12)$$

Com isto é possível escrever uma equação diferencial, a partir da equação (3.7), em relação ao ângulo sólido Ω , que indique a probabilidade de um fóton espalhado, em torno do ângulo de espalhamento θ , quando o fóton incide sobre uma fina camada de material espalhador

que contém um elétron, por unidade de área, conforme indicado na equação (3.13) (VALLEJOS, 2022).

$$\frac{d\sigma^{(KN)}}{d\Omega} = r_e^2 * \left[\frac{1}{1 + u * (1 - \cos\theta)} \right]^2 * \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) * \left(1 + \frac{u^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta) * [1 + u * (1 - \cos\theta)]} \right) \quad (3.13)$$

Onde:

$$r_e^2 = \frac{k_0 e^2}{m_0 c^2} = 2,818 * 10^{-15} m, \text{ é o raio do elétron clássico;}$$

$$\left[\frac{d\sigma^{(KN)}}{d\Omega} \right] = \frac{b}{sr \cdot \text{elétron}}, \text{ em que:}$$

b : um barn¹³ igual a $10^{-28} m^2$.

sr : O *steradian*, ou esterradiano ou esferorradiano¹⁴ é unidade de medida de ângulo sólido no Sistema Internacional de Unidades (SI); é obtido pelo quadrado do raio de uma esfera de raio unitário ($1sr = r^2$) e é adimensional.

A distribuição angular do fóton espalhado por Efeito Compton pode ser graficada e segue representada na figura 3.9 (VALLEJOS, 2022).

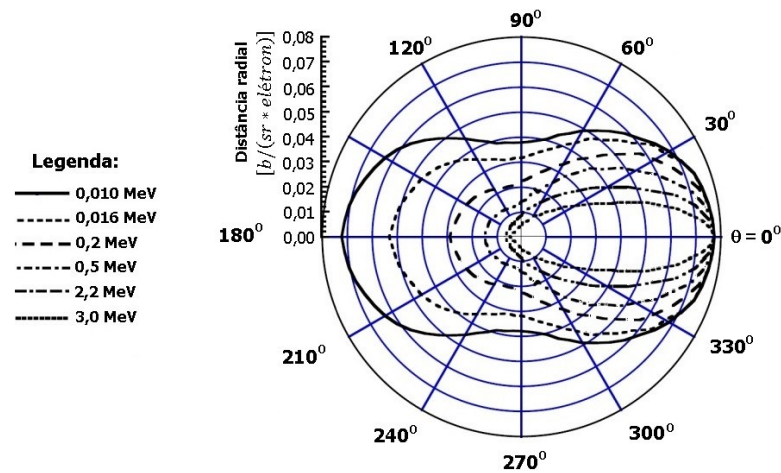


Figura 3.9 — Distribuição angular de espalhamento Compton de raios Gama (Adaptado de VALLEJOS, 2022).

¹³ O barn que é uma unidade métrica de área comumente utilizado em física nuclear para expressar a área de seção transversal de núcleos atômicos; na atualidade é usado em inúmeros campos da física de alta energia e de engenharia, para expressar as seções de qualquer processo de espalhamento; sua interpretação é mais bem compreendida em termos de probabilidade de interação entre pequenas partículas.

¹⁴ Trata-se do equivalente tridimensional do radiano, sendo definido como "o ângulo sólido subtendido no centro da esfera de raio r por uma porção de superfície de área r^2 "; dado que a área da superfície da esfera é $4\pi r^2$, a definição implica que a esfera meça 4π esterradianos.

No gráfico da figura 3.7 a distância radial representa a seção transversal diferencial; em que é possível observar que o efeito Compton, para pequenos ângulos de espalhamento (θ) ser predominante para altas energias, neste caso tem-se um espalhamento “para frente”; por outro lado, na medida em que o ângulo de espalhamento aumenta, o espalhamento Compton é predominante para fótons incidentes de baixa energia, tendo-se nesta condição um espalhamento “para trás”; na figura 3.10 uma forma complementar de compreensão da probabilidade do espalhamento Compton em uma seção transversal diferencial, em relação as energias do fóton incidente e os ângulos de espalhamento.

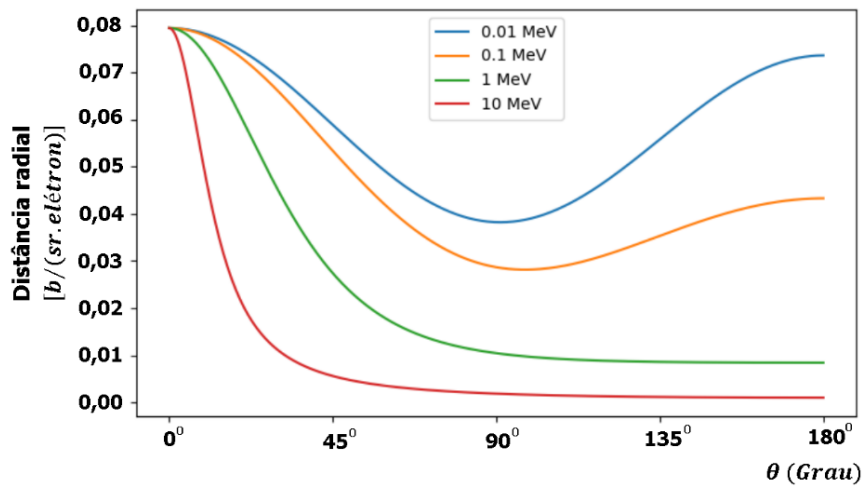


Figura 3.10 — Prevalência do Efeito Compton para energias e ângulos de espalhamento (Adaptado de HILL, 2020).

Retomando a equação (2.7), se for aplicado a diferencial da distribuição angular do fóton espalhado, em relação à energia cinética do fóton de recuo (E_C), esta diferencial $d\sigma^{(KN)}/dE_C$ corresponde a um espectro de energia cinética do elétron alvo, conforme equação (3.11) (FABJAN, 2020).

$$\frac{d\sigma^{(KN)}}{dE_C} = \pi * \left(\frac{\alpha\hbar c}{mc^2}\right)^2 * \frac{1}{u^2 mc^2} \left[2 + \left(\frac{E_C}{h\nu - E_C}\right)^2 * \left(\frac{1}{u^2} + \frac{h\nu - E_C}{h\nu} - \frac{2(h\nu - E_C)}{uE_C}\right) \right] \quad (3.14)$$

Por fim, a seção de choque transversal em escala atômica, para o espalhamento Compton, sendo a energia do fóton de entrada grande, quando comparada à energia de ligação dos eletros do átomo alvo, pode ser aproximada pela equação (3.15) (FABJAN, 2020).

$$\sigma^{Compton} = Z * \sigma^{(KN)} \quad (3.15)$$

III.1.3 – PRODUÇÃO DE PARES

Para fótons incidentes com energias superiores ao dobro da energia de repouso do elétron, $2mc^2$ ou $1,02 \text{ MeV}$, torna-se possível um mecanismo de interação em que, após o fóton de entrada incidir sobre o núcleo do átomo alvo, este é aniquilado pelo campo Coulombiano nuclear do alvo e surge um par elétron-pósitron com uma energia total igual à energia do fóton incidente ($h\nu$), a figura 3.11 ilustra o descrito (OLIVEIRA, 2010).

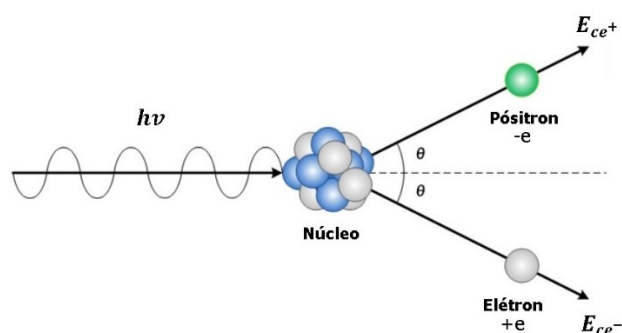


Figura 3.11 — Produção de pares elétron pósitron (Adaptado de KYONG, 2022).

A probabilidade da ocorrência deste fenômeno pode aumentar por dois fatores, um ocorre na medida em que se dá o aumento da energia do fóton incidente, até que se estabiliza em um platô para altas energias; o segundo fator, que aumenta sua ocorrência, está relacionado ao aumento do número atômico do alvo (FABJAN, 2020).

Para que ocorra a conservação do momento é necessário que o átomo, após produzido o par elétron-pósitron, também adquira um recuo, possibilitando por sua vez que ocorra a conservação do momento, conforme ilustra a figura 3.12.

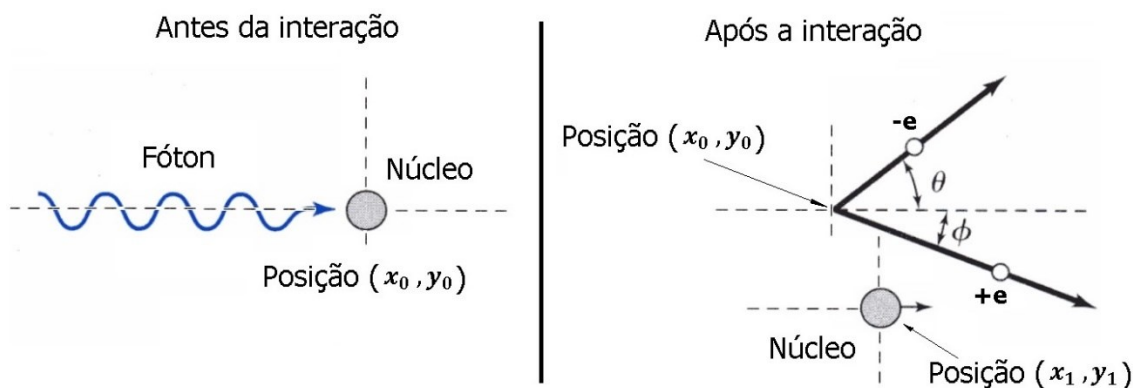


Figura 3.12 — Ilustração da conservação de Momento.

Na figura 3.13 segue representado os três processos descritos neste item III.1, segundo a energia do fóton incidente ($h\nu$) e o número atômico Z do material absorvedor; na figura, estão indicadas as regiões de predominância de cada efeito; a linha superior que “separa” a região da Produção de Pares e do Efeito Compton representa, para cada valor de Z , a mesma probabilidade de ocorrência de ambos os fenômenos; já a linha que separa o Efeito Compton da Absorção fotoelétrica é a região de mesma probabilidade de ocorrência de ambos os efeitos (OLIVEIRA, 2010)

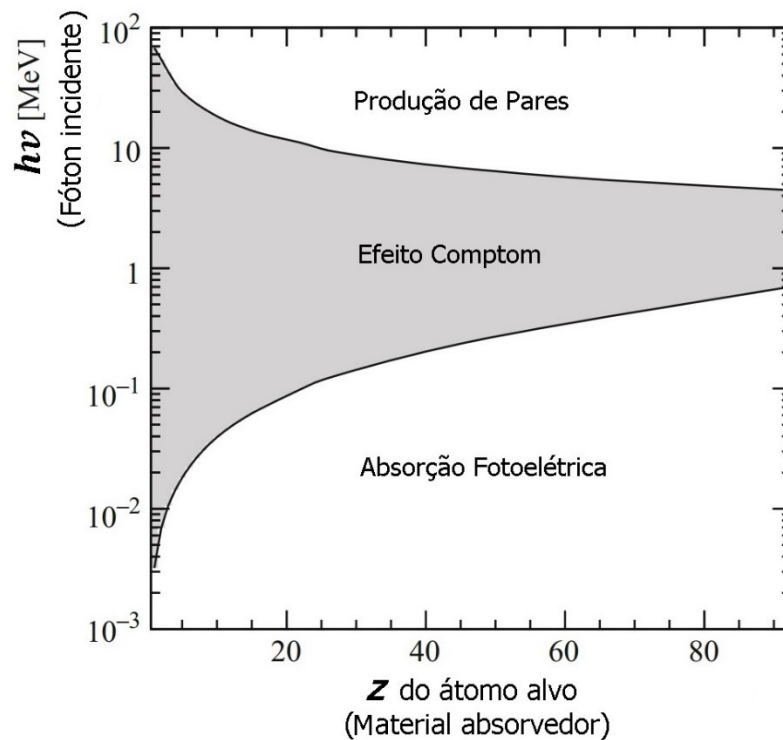


Figura 3.13 — Os três principais processos de interação da radiação com a matéria (Adaptado de FABJAN, 2020).

III.2 – EQUIPAMENTOS DE RAIOS X

Os equipamentos de raios X são aparelhos construídos para a emissão de raios X, que é um tipo de radiação eletromagnética; a intensidade da radiação é estabelecida através da unidade de comando, em que são determinadas a corrente elétrica (i) e a intensidade da voltagem de operação em quilovolts (kV), a relação entre a voltagem e a corrente elétrica, possibilita calcular a potência (P) de operação do equipamento, em que $P = V * i$; em

aplicações industriais é possível encontrar equipamentos com emissão de raios X, por exemplo, entre 10 keV e 800 keV (OLIVEIRA, 2010).

Os componentes essenciais de um tubo de raios X incluem um cátodo e um ânodo separados a uma curta distância um do outro, no interior de uma ampola de vidro *pyrex* a vácuo; estes, ligados por cabos de alta tensão, são alimentados por um gerador de tensão. Para a geração de raios X, um filamento no cátodo, inserido em um copo de cobre usinado (copo de focalização), é energizado; isto causa intenso aquecimento do filamento catódico, que por sua vez propõe a liberação de elétrons pelo filamento; após um gerador aplicar alta voltagem no cátodo e no ânodo, há uma aceleração dos elétrons em direção ao ânodo (alvo) que está eletricamente positivo; características do filamento e do copo de focalização determinam a forma da trajetória do elétrons tal qual sua aceleração em direção ao alvo; a quantidade de elétrons é medida em miliamperes, sendo 1 miliampere igual a $6,24 * 10^{15}$ elétrons/segundo; ao movimento do elétron associa-se a energia cinética, esta é medida em quilo elétron-volts (keV) e está relacionada à tensão aplicada no tubo de raios X, importante destacar que tanto a tensão, quanto a corrente elétrica e o tempo de utilização de um tubo de raios X é definido pelo operador do equipamento, através de uma unidade de controle; a figura 3.14 ilustra as unidades básicas de um equipamento de raios X. (TAFTI, 2022).

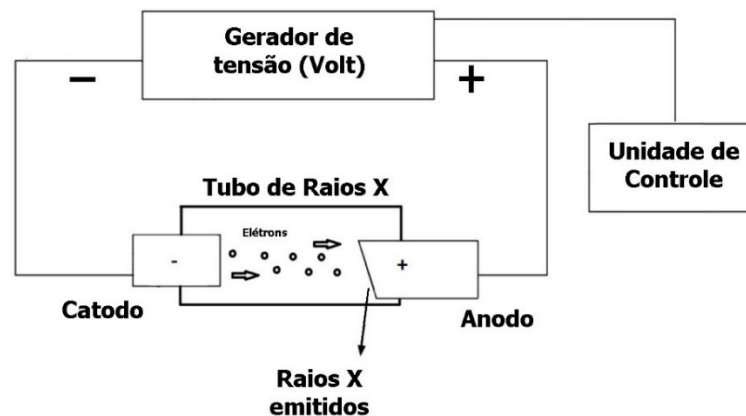


Figura 3.14 — Unidades básicas de equipamento de raios X.

Tubos de raios X podem possuir ânodos do tipo estacionário ou do tipo rotativo; o do tipo estacionário é um tipo de tubo de construção mais simples; este, por exemplo é constituído de um alvo em Tungstênio (W) sobre um pequeno bloco de cobre; o cobre tem função dupla, pois suporta mecanicamente a inserção do W e conduz eficientemente o calor do alvo.

Muitos desses tubos são relativamente pequenos e são usados em tensões que variam de 10 keV a 130 keV, geralmente são colocados em uma caixa especial de metal uma espécie de

invólucro para tubos de raios X, podem ser resfriados por fluidos ou circundados com óleo isolante, o que contribui para redução de vazamento de alta tensão elétrica, tornando-os mais seguros e fáceis de manusear; a figura 3.15 ilustra alguns dos componentes de um tubo do tipo estático.

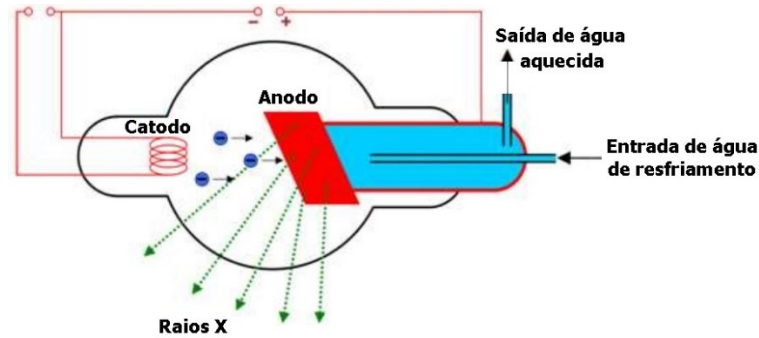


Figura 3.15 — Estrutura de um tubo de raios X de ânodo estacionário (Adaptado de SANGEETHA, 2020).

A pequena área de Tungstênio do ponto focal limita a intensidade corrente elétrica que pode ser utilizada em um tubo; isto é devido ao processo de colisão dos elétrons sobre o ânodo de W e emissão dos raios X que gera muito calor; para ser mantida uma emissão de raios X estável, a corrente elétrica deve ser limitada a um máximo, para que o ânodo não sofra danos por temperatura excessiva; são exemplos destes tipos de tubo as unidades de raios X usadas para inspeção não destrutiva de objetos, aplicações médicas odontológicas, máquinas de raios X móveis e sistemas de fluoroscopia; na figura 3.16 um tubo estático simples de geração de raios X.



Figura 3.16 — Tubo estático de raios X (MATSUDA, 2022).

Tubos mais modernos possuem um ânodo na forma de disco, que rotaciona, possibilitando, entre outros, um aumento da vida útil da ampola de raios X; no que se refere ao

tubo de raios X, em sua parte interna, é composto por um tipo de invólucro, em Chumbo, denominado cabeçote que contém uma ampola de raios X; esta, é em vidro e fica mergulhada em um tipo de óleo de transformador; este possui duas funções, um é a de arrefecer, a outra é ser isolante eletrostático; o tubo possui uma janela que possibilita a saída dos raios X; a figura 3.17 ilustra o descrito (OLIVEIRA, 2010).

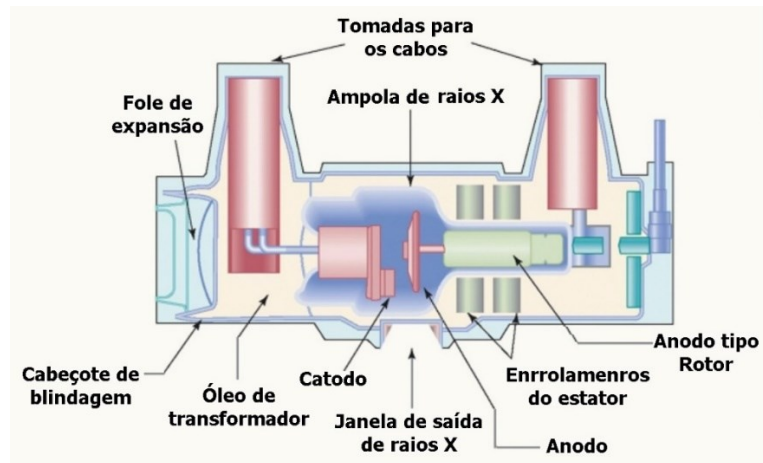


Figura 3.17 — Componentes de um tubo de raios X de ânodo rotativo (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).

Na figura 3.18, um exemplo de tubo de raios X de ânodo rotativo que foi parcialmente recortado, para expor seus componentes internos, seu cabeçote possui uma blindagem de espessura de 2 mm em chumbo e a janela está voltada para baixo e se destaca por uma área transparente entre o cátodo e o ânodo na ampola de vidro.

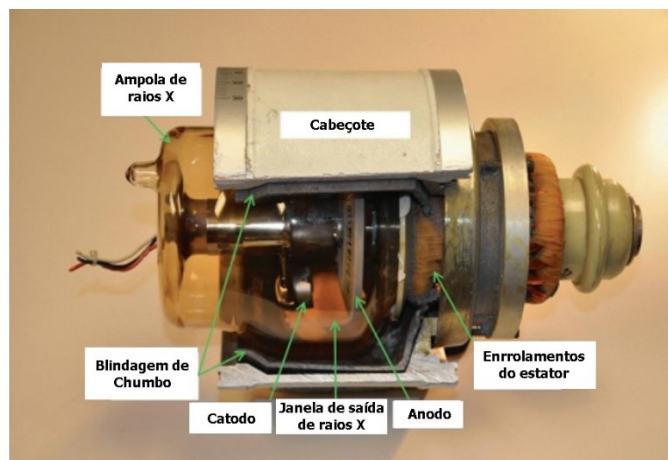


Figura 3.18 — Componentes de ânodo rotativo (Adaptado de MATSUDA, 2022).

III.2.1 – AMPOLA DE VIDRO

Segundo Oliveira (2010), a ampola é constituída de um vidro do tipo PYREX, que é um tipo de vidros de borossilicato com alto teor de borato; são constituídos de 15% a 25% de B_2O_3 e de 65% a 70% de SiO_2 ; possui boa vedação com metais na faixa de expansão de tungstênio-molibdênio, com alta isolação elétrica, boa resistência mecânica, é quimicamente estável e é transparente aos raios X.

III.2.2 – CÁTODO

O cátodo é o eletrodo negativo no tubo de raios X e é composto por um emissor de elétrons e um dispositivo de focalização (copo focal); o emissor é geralmente um fio de um tipo de liga de tungstênio, enrolado na forma de uma bobina, que é chamado de filamento; o cátodo é eletricamente conectado ao filamento e ao circuito de alimentação, sendo este um polo eletricamente negativo; a escolha da liga de tungstênio se deve ao fato deste material possuir alta eficiência termiônica e ponto de fusão elevado, cerca de $3410\text{ }^\circ\text{C}$; com diâmetro da bobina entre 2 mm e 5 mm e comprimento entre 8 mm e 20 mm o filamento pode alcançar a temperatura de até $2000\text{ }^\circ\text{C}$ quando submetido à passagem de corrente elétrica (OLIVEIRA, 2010).

Alguns tubos de raios X podem possuir dois ou três filamentos de comprimentos diferentes, cada um posicionado em uma ranhura usinada no dispositivo de focagem; em geral apenas um filamento é energizado para geração de raios X, entretanto, existem alguns sistemas de tubo de raios X em que ambos os filamentos são energizados simultaneamente, produzindo uma distribuição combinada de elétrons; existem equipamentos em que a escolha do filamento pode ser selecionada manualmente, em outros sistemas a seleção é automática a depender da energia necessária e do tempo de utilização; a figura 3.19 ilustra um cátodo com dois filamentos (SANGEETHA, 2020).

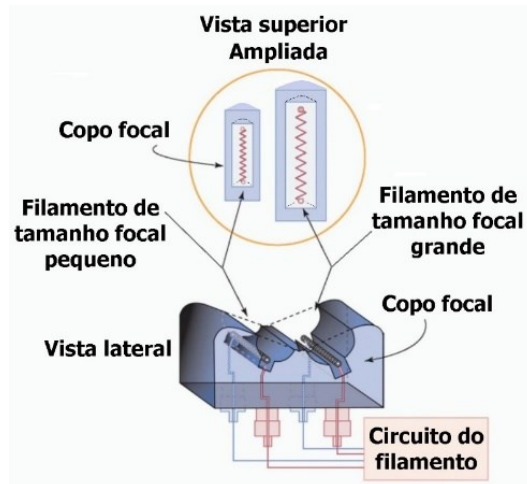


Figura 3.19 — Cátodo com dois filamentos (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).

O tamanho do filamento está diretamente relacionado ao tamanho focal do tubo, de maneira que filamento maior é usado quando são necessárias apresentações curtas de alta intensidade, quando a resolução é necessário maior resolução é utilizado o filamento menor, pois este possui um tamanho focal menor, em geral quando é necessário destacar detalhes finos em uma imagem de um objeto (SANGEETHA, 2020).

Quando energizado, o circuito do filamento é ligado e sobre ele ocorre uma diferença de potencial elétrico da ordem de 10V e uma corrente elétrica entre 3 amperes e 7 amperes devido a sua resistência elétrica, o filamento aquece a uma determinada temperatura resultando no efeito termo iônico, que é a liberação de elétrons da superfície do filamento; forma-se uma nuvem de elétrons estáticos, denominados de carga espacial, ao redor do filamento, pois a força repulsiva da carga negativa dos elétrons emitidos é igual à força de emissão termiônica, estes elétrons são contidos pelo copo focal (OLIVEIRA, 2010).

O dispositivo de focalização (copo focal) molda a distribuição de elétrons da carga espacial quando está na mesma voltagem que o filamento, ou seja, sem polarização em relação ao filamento, conforme indicado na figura 3.20-A; quando existe um isolamento elétrico entre o copo focal e o filamento, e sobre o copo ocorre a aplicação de uma tensão negativa, é verificado a redução da distribuição de elétrons que emergem do copo; isto ocorre pois, ao redor do copo, ocorre o aumento da intensidade de campo elétrico que repelem os elétrons, ao redor do filamento, o que implica em alteração das trajetórias dos elétrons provenientes da carga espacial (figura 3.20-B); se a voltagem sobre o copo focal for suficientemente grande, em um copo de focagem isolado eletricamente, o que ocorre é a interrupção completa do fluxo de elétrons, mesmo que seja aplicado uma alta tensão no tubo, este fenômeno é conhecido como um tubo de grade polarizada ou “grid pulsado”, conforme ilustra a figura 3.20-C.

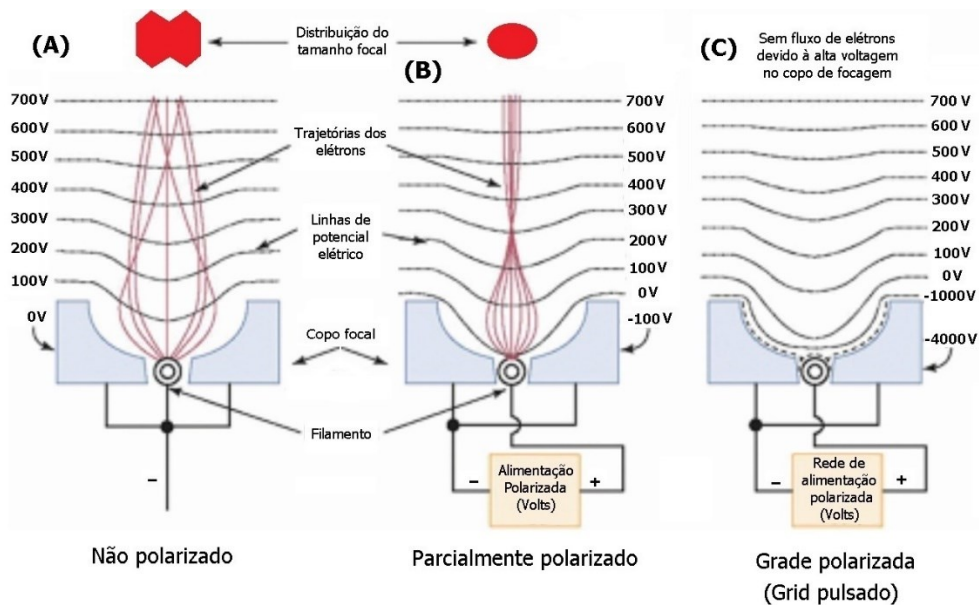


Figura 3.20 — Polarização do copo focal (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).

Quando a voltagem do tubo de raios X é aplicada, surge entre o cátodo e o ânodo uma diferença de potencial, esta é intensa o suficiente para acelerar os elétrons do filamento em direção ao ânodo; estes elétrons geram um fluxo que é denominado corrente elétrica do tubo de raios X; importante destacar que a corrente elétrica do tubo e a corrente elétrica do filamento não são as mesmas, porém estão relacionadas de forma não linear, a figura 3.21 permite visualizar esta relação.

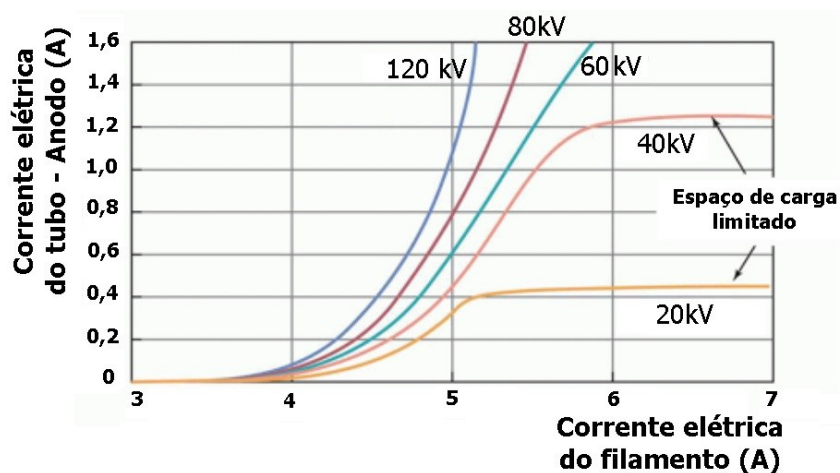


Figura 3.21 — Relação entre corrente elétrica do filamento e corrente elétrica do tubo (adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).

III.2.3 – ÂNODO

O ânodo é um eletrodo, um alvo de metal, que é mantido em uma diferença de potencial positiva, em relação ao cátodo. Conforme visto no item II.1, o ânodo pode possuir geometrias e constituições distintas. Por exemplo, nos de tipo rotativo ou do tipo estacionário, possuem um corpo em cobre, para possibilitar melhor dissipação de calor, com um enxerto em Tungstênio; este elemento é o material anódico mais utilizado devido ao seu alto ponto de fusão (3.370°C) e alto número atômico ($Z = 74$) e fornecer maior produção de Bremsstrahlung¹⁵ para a mesma corrente de tubo, quando comparado a elementos com valores de Z mais baixos; um ânodo de tungstênio possibilita ser utilizado com grandes quantidades de calor, sem que sobre o mesmo ocorrem rachaduras ou tenha sua superfície perfurada; uma liga bastante utilizada no enxerto de Tungstênio é composta de 10% de rênio e 90% de tungstênio, pois nesta composição ocorre maior resistência mecânica aos danos causados pelo calor em sua superfície (OLIVEIRA, 2010).

Com o filamento do cátodo aquecido e a tensão aplicada entre os eletrodos, os elétrons emitidos pelo cátodo são acelerados em direção ao ânodo e depositam a maior parte de sua energia na forma de calor, cerca de 99%, ou seja, apenas uma pequena fração da energia cinética dos elétrons é transformada em energia eletromagnética e emitida na forma de raios X; isto implica na taxa de produção de raios X, ou seja, a produção de raios X é proporcional à corrente do tubo, porém, esta é limitada para evitar danos térmicos ao ânodo; por esta razão equipamentos de raios X de alta potência utilizam o ânodo rotatório e os de baixa potência utilizam o ânodo fixo (OLIVEIRA, 2010).

Para contornar as elevadas temperaturas sobre o ânodo, aumentar sua vida útil e tornar a temperatura do o ânodo mais estável, o que propõe melhor qualidade do espectro de energia dos raios X emitidos, o ânodo pode ser resfriado pela utilização de fluidos, estes podem ser óleo de transformador, ou água; este procedimento é essencial, sejam nos equipamentos de baixa ou alta potência; em relação aos ânodos de baixa potência área do ânodo impactada pelos elétrons, o ponto focal, também limita a quantidade de densidade de potência, que é a energia por unidade de tempo por unidade de área, que pode ser depositada, a figura 3.22 ilustra o tamanho focal de um ânodo estacionário (SANGEETHA, 2020).

¹⁵ Tipo de radiação eletromagnética originada pela frenagem ou desaceleração de partículas carregadas, também conhecida por radiação de frenamento ou radiação de frenagem.

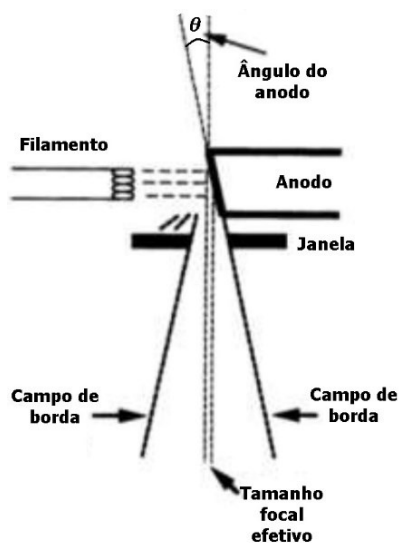


Figura 3.22 — Ânodo estacionário e seu tamanho focal (Adaptado de SANGEETHA, 2020).

Para equipamentos de alta eficiência na produção de raios X, em particular os de alta potência, a estrutura do ânodo evoluiu para o tipo rotacional, com isto a distribuição do calor passa a ocorrer em um disco; este disco é estruturalmente ligado a um rotor que, dentro de uma ampola de vidro a vácuo, passa a girar pela ação de estatores externos, somado a isto tem-se o aumento da vida útil do cátodo pois a área focal foi sensivelmente aumentada, quando comparado ao do tipo estacionário; a figura 3.23 ilustra um ânodo do tipo rotativo (SANGEETHA, 2020).

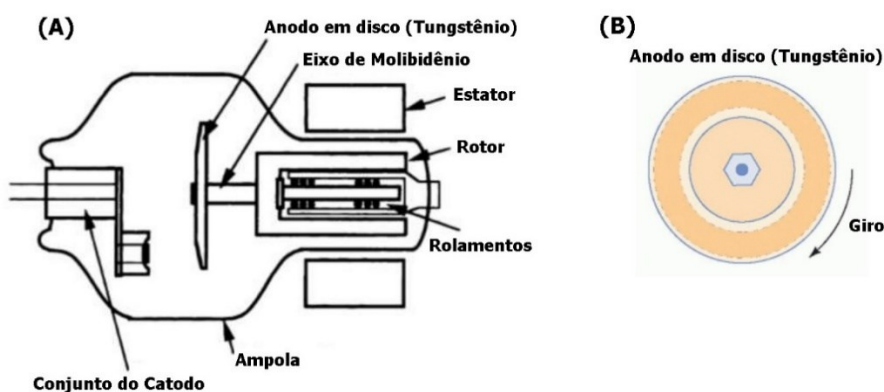


Figura 3.23 — (A) Vista lateral (B) Disco anódico (Adaptado de SANGEETHA, 2020; RADIOLOGY KEY, 2021).

A área focal da pista do ânodo rotativo (A_f) é aproximadamente igual ao produto do comprimento da pista circular ($2\pi r$) pela largura da pista (ΔL_p), conforme a equação (3.16).

$$A_f = 2\pi r * \Delta L_p \quad (3.16)$$

Onde:

r : é a distância radial do eixo do ânodo ao centro da pista.

O ganho em área focal com a utilização de um ânodo rotativo é tal que, para um raio de trilha focal de 10 mm ($r = 10 \text{ mm}$) e largura de trilha de 1 mm ($\Delta L_p = 1 \text{ mm}$), a trilha focal circular possui área 63 vezes maior que a área de um ânodo fixo com área de ponto focal de 1 mm^2 , com isto para o efeito da rotação do ânodo possibilita melhor distribuição de calor em uma fração maior da área.

No que se refere ao ângulo do ânodo (θ), este é definido como o ângulo da superfície do ânodo em relação ao eixo central dele, entretanto o tamanho focal efetivo é caracterizado pelo comprimento e largura da área focal, projetada em uma superfície, em uma determinada distância do disco anódico, conforme ilustra a figura 3.24.

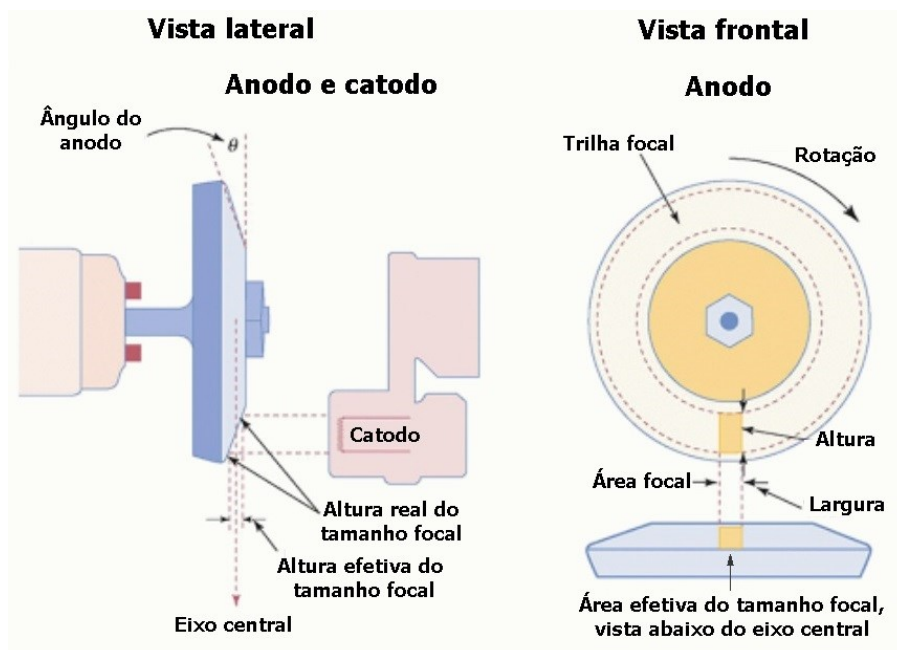


Figura 3.24 — Ânodo rotatório em vistas (Adaptado de RADIOLOGY KEY, 2021).

III.3 – PRODUÇÃO DE RAIOS X

O feixe de elétrons emitidos pelo filamento do catodo é muito energético (elevada energia cinética E_c) e ao seguirem em direção ao alvo (ânodo) e colidir com ele, são submetidos

a uma perda de energia, que depende do tipo de material absorvedor do alvo; esta redução de energia pode ser expressa por processos radiativos. Estes estão diretamente relacionados à energia dos elétrons incidentes sobre os átomos do alvo; caso uma interação ocorra próximo do núcleo dos átomos do alvo, a radiação emitida possuirá em espectro variado em termos de energias eletromagnéticas; a figura 3.25 ilustra a incidência de quatro elétrons, em um átomo do alvo, e processos radiativos derivados (ROQUE, 2019).

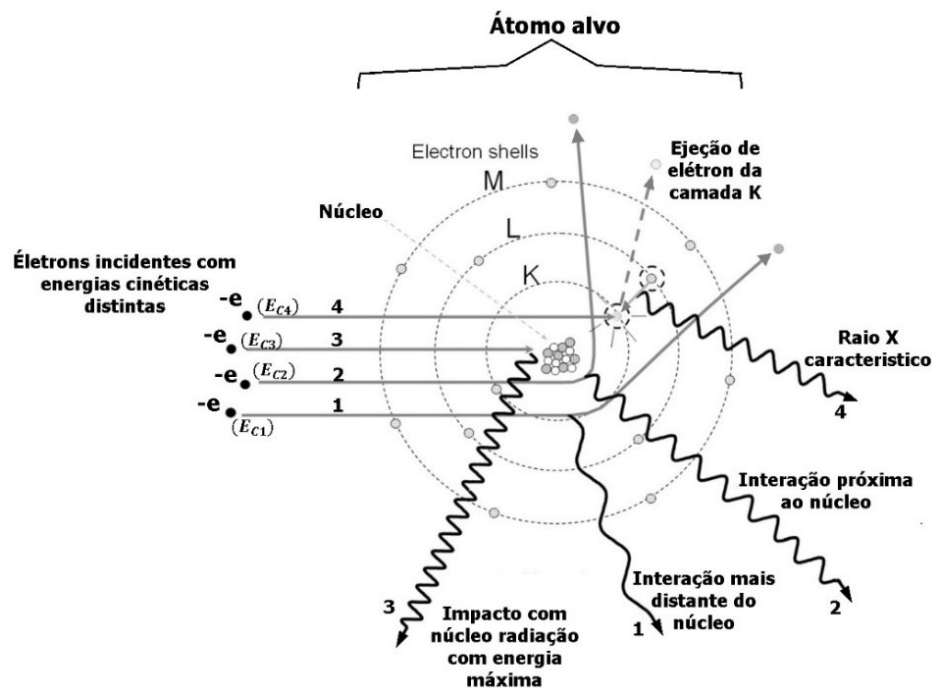


Figura 3.25 — Processos radiativos no ânodo (Adaptado de ROQUE, 2019).

Na figura 3.25 é possível identificar as radiações 1, 2 e 3, estas são classificadas por um mesmo tipo de processo, denominado Bremsstrahlung; nas três radiações indicadas, o que se tem, é a radiação X; estas com diferentes níveis de intensidade em energia; a radiação identificada em 4 é denominada raios X característico, pois é proveniente da emissão de radiação, de um elétron do átomo alvo, que emitiu seu excesso de energia ao migrar de uma camada eletrônica mais externa para uma camada mais interna, e que é específica para cada elemento atômico, ou seja, característico (TAFTI, 2022; ROQUE, 2018).

Adotando a interação entre os elétrons emitidos no cátodo e os átomos do alvo anódico um sistema conservativo, é possível escrever a equação de conservação de energia; em que a energia dos raios X emitidos ($h\nu$) pelo processo Bremsstrahlung é relacionada com a energia cinética do elétron antes da colisão (E_{C0}) e a energia cinética do elétron após a colisão (E_{Ci}) (OLIVEIRA, 2010).

$$h\nu = E_{C0} - E_{Ci} \quad (3.17)$$

Onde:

E_{Ci} : É a i-ésima energia cinética do elétron defletido no i-ésimo ângulo de deflexão (α_i).

III.3.1 – ESPECTRO CONTÍNUO

Como indicado no item anterior, na interação do feixe de elétrons com os átomos do alvo, a partir de determinada energia, produzem os raios X; estes são emitidos segundo um espectro em energia, pois dado os diferentes níveis de energia de cada elétron e a forma com a qual ocorre a colisão com os átomos alvo, são infinitos os ângulos de desvio dos elétrons incidentes, o que propõe infinitas intensidades de energia aos raios X Bremsstrahlung.

Junto aos raios X de frenamento, também ocorrem os raios X característicos do elemento que compões o alvo; na figura 3.26 tem-se uma ilustração de um gráfico do espectro de energias emitidas no processo de emissão de raios X, para energia de 100 keV, com filtro em energia de 13 keV e sua projeção sem o referido filtro; a figura ainda ilustra um espectro de raios X com voltagem de 60 keV, é aproximadamente contínuo, em que para este nível de energia não ocorre a emissão de raios X característico (ROQUE, 2018).

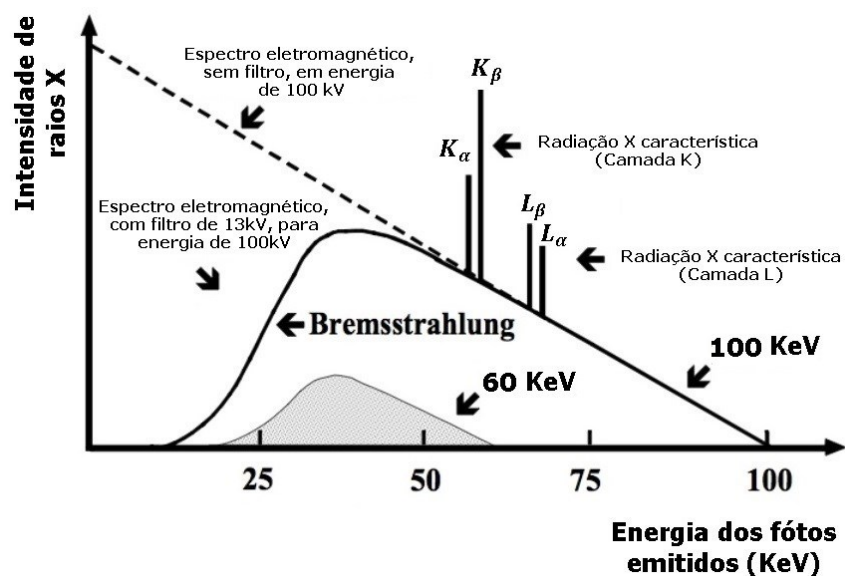
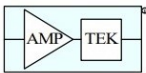


Figura 3.26 — Espectro de radiação X (Adaptado de KIERANMAHER- Wikimedia Commons).

III.3.2 – ESPECTRO CARACTERÍSTICO

Apesar deste tipo de raios X ocorrer a partir de determinado nível de energia, pois este deve ser capaz de fornecer ao elétron ao menos a energia de ligação para sua respectiva camada eletrônica, K ou L por exemplo, para que seja possível o rearranjo de elétrons das camadas eletrônicas, o espectro em energia dos raios X produzidos por frenamento são muito mais amplos e formam um espectro contínuo, em oposição aos raios X característicos que se apresentam na forma de picos em energia, conforme foi indicado na figura 3.26.

Considerando que as energias orbitais e as diferenças energéticas por camada eletrônica são únicas, em cada átomo que compõe um elemento químico, quando um elétron salta de uma camada eletrônica mais exterior para uma camada eletrônica mais interior, a diferença de energia, que é emitida na forma de um fóton, é denominada raios X característico; sendo assim, os valores de intensidade em energia alcançados, pelos raios X característicos, são uma espécie de impressão digital única, para cada elemento que constitui o ânodo alvo, a figura 3.27 apresenta uma tabela com os valores das energias das camadas K e L de elementos químicos.



Amptek Energia emitida das camadas eletrônicas K e L

Grupo IA		Local dos valores de energia em kV										Grupo VIII										Grupo VIIIA															
		K _{α1} , K _{β1} L _{α1} , L _{β1}																																			
H 1																						He 2															
0.052 Li 3	0.110 Be 4																					0.185 B 5	0.282 C 6	0.302 N 7	0.526 O 8	0.677 F 9	0.851 Ne 10										
1.04 1.07 Na 11	1.25 1.30 Mg 12																					1.49 1.55 Al 13	1.74 1.83 Si 14	2.02 2.14 P 15	2.31 2.46 S 16	2.62 2.82 Cl 17	2.96 3.19 Ar 18										
3.31 3.59 K 19	3.69 4.01 Ca 20	4.09 4.46 Sc 21	4.51 4.93 Ti 22	4.95 5.43 V 23	5.41 5.43 Cr 24	5.90 6.49 Mn 25	6.40 7.06 Fe 26	6.93 7.65 Co 27	7.48 8.26 Ni 28	8.05 8.90 Cu 29	8.64 9.57 Zn 30	9.25 10.26 Ga 31	9.89 10.98 Ge 32	10.54 11.73 As 33	11.22 12.50 Se 34	11.92 13.29 Br 35	12.65 14.11 Kr 36	13.39 14.96 Rb 37	14.16 15.83 Sr 38	14.96 16.74 Y 39	15.77 17.67 Zr 40	16.61 18.62 Nb 41	17.48 19.61 Mo 42	18.41 19.61 Tc 43	19.28 21.66 Ru 44	20.21 22.72 Rh 45	21.18 23.82 Pd 46	22.16 24.94 Ag 47	23.17 26.09 Cd 48	24.21 27.27 In 49	25.27 28.48 Sn 50	26.36 29.72 Sb 51	27.47 30.99 Te 52	28.61 32.29 I 53	29.80 33.64 Xe 54		
30.97 34.98 Cs 55	32.19 36.38 Ba 56	57 - 71	55.76 63.21 Hf 72	57.52 65.21 Ta 73	59.31 67.23 W 74	61.13 69.30 Re 75	62.99 71.40 Os 76	64.89 73.55 Ir 77	66.82 75.74 Pt 78	68.79 77.97 Au 79	70.82 80.26 Hg 80	72.86 82.56 Tl 81	74.96 84.92 Pb 82	77.10 87.34 Bi 83	79.30 89.81 Po 84	81.53 92.32 At 85	83.80 94.88 Rn 86	86.12 97.48 Fr 87	88.46 100.14 Ra 88	90.89 102.85 Ac 89	93.33 105.59 Th 90	95.85 108.41 Pa 91	98.43 111.29 U 92	101.00 114.18 Np 93	103.65 117.15 Pu 94	106.35 120.16 Am 95	109.10 123.24 Cm 96	111.90 126.36 Bk 97	114.75 129.54 Cf 98	117.65 132.78 Es 99	120.60 136.08 Fm 100	Md 101	No 102	Lr 103	Actídeos 89-103		
Lantanídeos 57-71		33.44 37.80 La 57	34.72 39.26 Ce 58	36.02 40.75 Pr 59	37.36 42.27 Nd 60	38.65 43.96 Pm 61	40.12 45.40 Sm 62	41.53 47.03 Eu 63	42.98 48.72 Gd 64	44.47 50.39 Tb 65	45.99 52.18 Dy 66	47.53 53.93 Ho 67	49.10 55.69 Er 68	50.73 57.58 Tm 69	52.36 59.35 Yb 70	54.06 61.28 Lu 71																					

Figura 3.27 — Energias de camadas eletrônicas por elementos químicos (AMPTEK-AMETEK, 2019).

Na figura 3.27, um destaque especial para o tungstênio (W), pois sendo o material mais utilizado nos alvos do ânodo, para um limiar de energia do tubo de raios X, os picos de energia

$K_{\alpha} = 59,31 \text{ keV}$, $K_{\beta} = 67,23 \text{ keV}$, $L_{\alpha} = 8,40 \text{ keV}$ e $L_{\beta} = 9,67 \text{ keV}$ são de ocorrência comum no espectro de raios X.

III.3.3 – FEIXE CÔNICO DE RAIOS X

A utilização de um feixe de raios X com feixe cônico em associação a um detector do tipo *Flat panel*, por exemplo com área de $400 \text{ mm} \times 400 \text{ mm}$, viabiliza a obtenção de imagens radiográficas em duas dimensões (2D) que pode ser suficiente para a obtenção de uma radiografia do tamanho total de um objeto; com isto tem-se a vantagem de reduzir o tempo de aquisição de dados, tal qual permitir a reconstrução de imagens em três dimensões (3D), com auxílio de *softwares* dedicados, diretamente dos dados de imagens obtidos nas projeções 2D, ao invés de reconstruir fatia por fatia da imagem do objeto quando se tem apenas imagens em 2d de partes da dimensão do objeto investigado.

Este sistema, composto pelo tubo de raios X com um suporte tripé, uma base para amostras e o detector do tipo *Flat panel*, é um tipo de sistema estacionário, pois o tubo de raios X e o detector são estáticos e é o objeto que gira em torno do eixo coordenado Z por ação da mesa giratória; a obtenção de imagens no plano YZ ocorre segundo a irradiação do objeto em posições angulares distintas, até que um giro de 360° seja completado, conforme ilustrado na figura 3.28 (ARAÚJO, 2019).

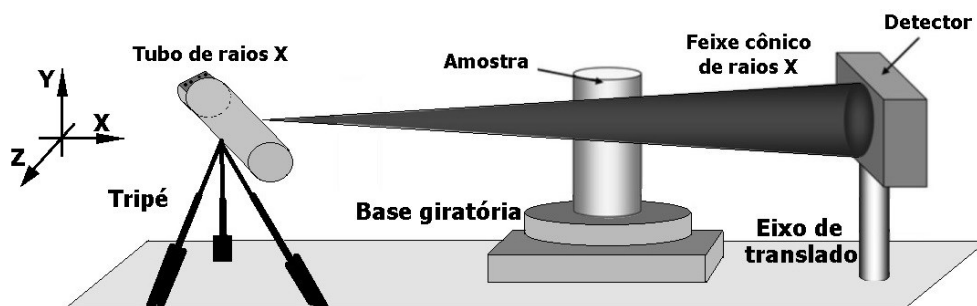


Figura 3.28 — Diagrama básico de um sistema de tomografia portátil.

CAPÍTULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados o sistema de tomografia transportável, suas características, funcionamento, rotina utilizada nos ensaios, a apresentação dos materiais e dos métodos utilizados na caracterização do sistema, tal qual a escultura estudada.

IV.1 — ARRANJO EXPERIMENTAL DO SISTEMA AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA

O sistema automatizado transportável de Tomografia é composto por três módulos, estes módulos são: o sistema de detecção computadorizado, a mesa giratória computadorizada e o tubo transportável de raios X. Destes, o detector e a mesa giratória são comandados via unidade de controle, uma estação de trabalho transportável (*Workstation*), e um tubo de raios X operado remotamente; o conjunto pode ser montado em qualquer ambiente, resguardadas questões de segurança radiológica; o sistema é representado esquematicamente na figura 4.1.

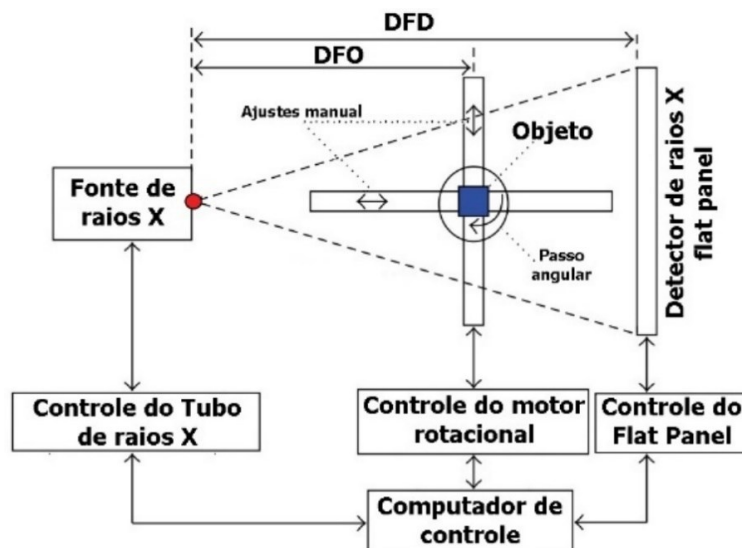


Figura 4.1 — Esquema do sistema tomográfico, (DFD) Distância da fonte de raios X ao Detector, (DFO) Distância da fonte de raios X ao Objeto.

Na figura 4.2 um destaque para o sistema real, com os módulos 1, 2 e 3, respectivamente o detector *flat panel*, a mesa giratória e o tubo de raios X.

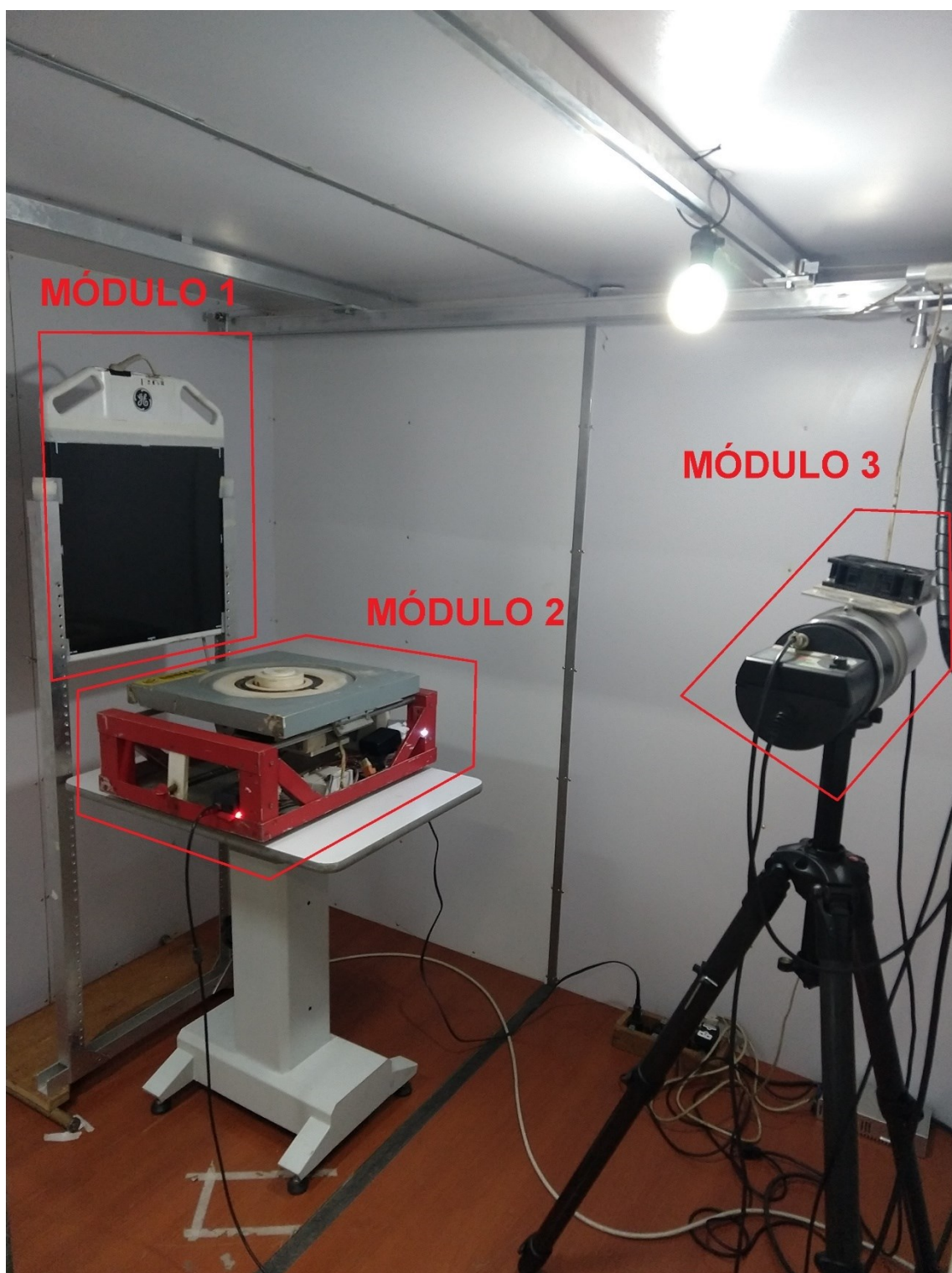


Figura 4.2 — Sistema transportável de tomografia computadorizada.

Os parâmetros de distância entre a fonte de raios X e o objeto, tal qual a distância entre a fonte e o detector são parâmetros ajustados *in loco*, para cada situação de análise, de acordo com os melhores resultados obtidos, em testes, para o nível de contraste mais adequado ao fim que se destina; em seguida cada modulo é descrito individualmente.

IV.1.1 — MODULO I – DETECÇÃO

Este módulo é responsável pela detecção e processamento inicial do sinal produzido. Composto por um detector do tipo *flat panel*, modelo DXR 250U-W da empresa *General Electric* (GE); com uma área de utilização de $400mm \times 400mm$, espessura de $26mm$ e peso de aproximadamente $5kg$.

Apresenta excelente resposta na relação sinal-ruído (*Signal to Noise Ratio* – SNR); segundo Oliveira, R. B & Oliveira, D. F (2021), para o Indicador de Qualidade de Imagem (IQI) *Groove-Weldge*, foi obtido uma $SNR = 408$, para uma região de interesse (*Region of Interest* - ROI) de tamanho $67pixel \times 48 pixel$ na região de menor espessura, e o valor de $SNR = 101$, para o mesmo tamanho de pixel, na região de maior espessura, na figura 4.3 o referido detector.



Figura 4.3 — Sistema de detecção por *flat panel* - DXR 250U-W.

IV.1.2 — MODULO II – MESA GIRATÓRIA COMPUTADORIZADA

Projetado, desenvolvido e produzido no LIN, este módulo é responsável por possibilitar posicionar, alinhar e girar esculturas sob o feixe de raios X, provenientes do tubo de raios X, e com o detector *flat panel*. Com uma interface computadorizada, possibilita incrementar giros, sobre o objeto de estudo, na quantidade angular desejável, com todos os registros dos passos angulares utilizados. Tal equipamento viabiliza a obtenção de imagens tomográficas, uma vez que permite atender a aquisição de imagens de 0° até 360° para a formação de imagens tomográficas em três dimensões, na figura 4.4 a referida mesa.



Figura 4.4 — Mesa giratória computadorizada.

IV.1.3 — MODULO III – TUBO DE RAIOS X

Este módulo é responsável pela produção e direcionamento do feixe incidente de raios X, em forma de cone. O módulo é composto por: Tubo de raios X transportável e

compacto, modelo ICM CP120B da empresa *TELEDYNE ICM*, possui potencial constante, leve com apenas 7,5 kg, pode ser operado por bateria ou diretamente à rede elétrica de 127V. Possui tensão máxima de 120 kV com corrente elétrica mínima de 0,1 mA e tensão mínima de 40 kV com corrente elétrica máxima de 1,0 mA, possui um tamanho focal pequeno que associado ao potencial constante possibilita maior qualidade na geração de imagens e redução do tempo de exposição. Um outro recurso interessante do equipamento de raios X é a possibilidade de ser resfriado, em sua parte metálica, por água, o que possibilita sua utilização por grandes intervalos de tempo e ser controlado por um longo cabo de 30 m com um gatilho (*trigger*), possibilitando estar a uma distância segura do equipamento; na figura 4.5 o equipamento.



Figura 4.5 — Tubo de raios X - ICM CP120B (TELEDYNE ICM, 2022).

Suas especificações, segundo o fabricante consta na tabela 4.1.

Tabela 4.1 — Tubo de raios X - DATASHEET do ICM CP120B (TELEDYNE ICM, 2022).

Especificações técnicas CP120B:		
	UNIDADES	CP120B
Geometria da radiação	-	Direcional
Tipo de saída de tensão	-	Potencial constante
Faixa de saída de tensão	kV	40 até 120
Faixa de corrente do tubo	mA	0,1 até 1,0
Corrente completa de saída do tubo	mA	1,0

Potência máxima do ânodo	W	120
Modo de energia constante	-	Sim
Passo de alteração da voltagem	kV	1
Passo de alteração da corrente	mA	0,1
Penetração em aço na máxima potência	mm	10
Penetração em Alumínio na máxima potência	mm	60
Peso (Exceto suporte manual)	kg	7,5
Dimensões gerais	mm	470 x 155 x 227
Tamanho do tubo	mm	Ø 124 x 440
Dose espalhada a 1 m	mSv/h	< 2,0
Ponto focal óptico de acordo com EN12543	mm	0,8 x 0,5
Ângulo útil máximo do feixe de raios X	grau	50 x 50
Filtragem interna	mm	Equiv. 3,5 (Al)
Nível de impermeabilidade	-	IP54 ¹⁶
Temperatura de operação	C ⁰	-25 até +50
Temperatura de armazenamento	C ⁰	-40 até +80
Pressão de isolamento em 20C ⁰ com SF ₆ ¹⁷	kg/cm ²	6,0
Anéis de segurança	-	Não

¹⁶ Classificação internacional que indica o grau de proteção IP (*Ingress Protection*): 5-Para proteção contra sólidos, neste caso para poeira e 4-Para proteção contra líquidos, por respingos e jorro d'água de qualquer ângulo.

¹⁷ O Hexafluoreto de enxofre ou SF₆ é um gás artificial amplamente utilizado em equipamentos elétricos de alta tensão por ser um excelente isolador elétrico atuando na extinção de um arco elétrico. É incolor, inodoro, incombustível e quimicamente muito estável; portanto, não reage com outras substâncias à temperatura ambiente.

Exposição contínua máxima	s	300
Alimentação por bateria	Vdc mAh	37
Tempo total de trabalho com bateria	Minutos, em 20C ⁰	15
Tempo de pré-aquecimento ajustável	s	De 0 até 99
Conexão via <i>bluetooth</i>	-	sim
Conexão RS-232 ¹⁸	-	sim

IV.1.4 — UNIDADE DE CONTROLE

Esta unidade é composta por um *mobile workstation*, modelo ZBOOK BANG & OLUFSEN hp, conforme ilustra a figura 4.6, possui instalado o *software* de aquisição de imagem Rhythm RT da GE e um *software* para o controle da mesa giratória, em linguagem de programação para placas Arduino.



Figura 4.6 — Unidade controladora móvel- *Mobile Workstation*.

¹⁸ RS-232 (também denominada por EIA RS-232C ou V.24) é um tipo de conexão para um padrão de protocolo que permite a troca de dados binários entre um terminal de dados DTE (*Data Terminal equipment*) e um comunicador de dados DCE (*Data Communication Equipment*); comumente usados nas portas seriais de computadores.

O *software* Rhythm RT da GE é específico para a aquisição de imagens pelo *flat panel* - DXR 250U-W da GE; com ele é possível escolher a quantidade de Tabelas (*frames*) e o tempo de aquisição para cada *frame*. Com este recurso é possível a melhor relação entre quantidade de Tabelas e tempo de aquisição por Tabela para que se obtenha o melhor nível de cinza, o melhor nível de contraste e a redução da quantidade de ruído na imagem digital, por exemplo; na figura 4.7 um exemplo da tela do *software*.

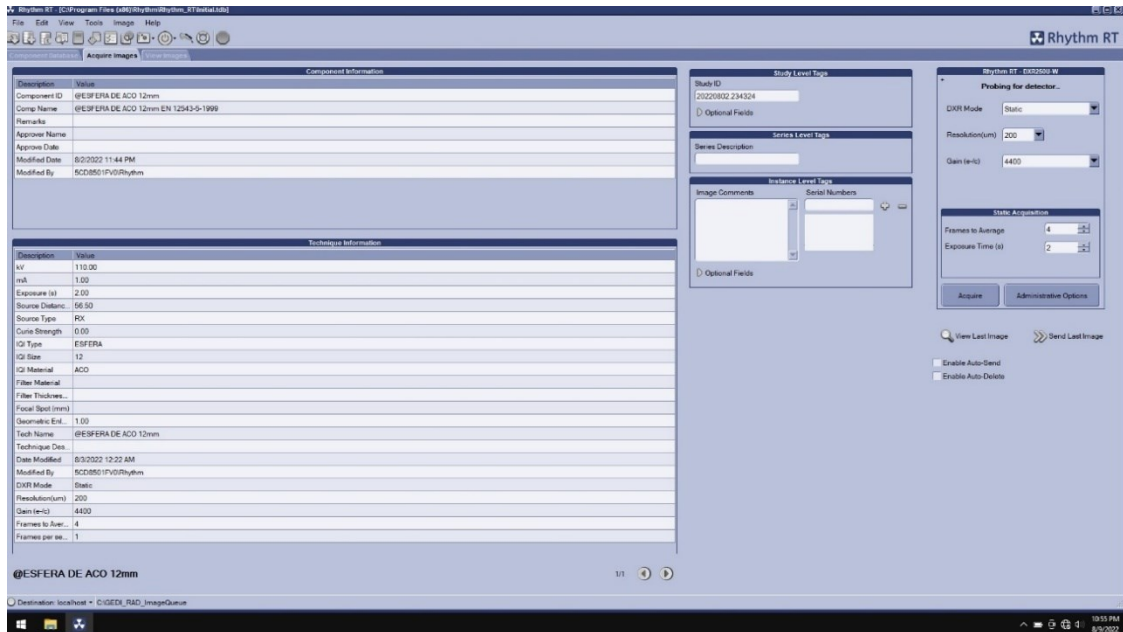


Figura 4.7 — Tela Rhythm RT da GE de aquisição de imagens.

Já o *software* em linguagem de programação para placas Arduino¹⁹, foi desenvolvido pelo LIN e possui a função de acionar um motor de passo, que “ligado” ao prato da mesa giratória o rotaciona; sobre a parte girante da mesa é onde repousam as amostras a serem investigadas. Para tanto basta inserir o ângulo de referência inicial, 0⁰ por exemplo, escolher o “ângulo de passo”, isto é, 1⁰, 5⁰ ou 10⁰ por exemplo, e seguir com os passos angulares até uma rotação completa, neste caso 360⁰; na figura 4.8 a tela do *software* descrito.

¹⁹ Arduino são placas de prototipagem eletrônica de código aberto, utilizam um microcontrolador da família Atmel AVR e uma linguagem de programação baseada em C ou C++.

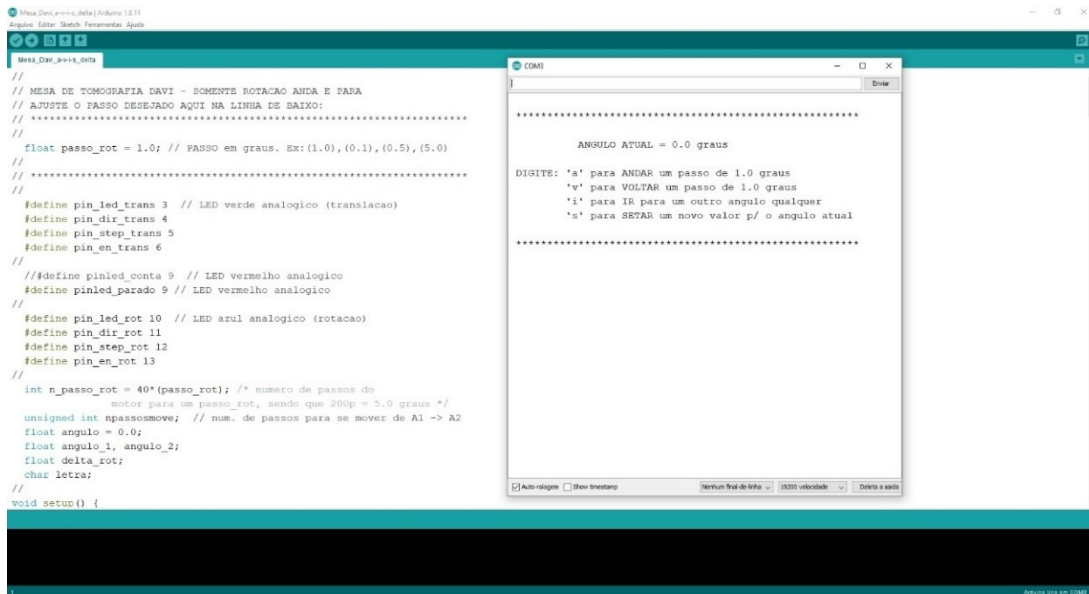


Figura 4.8 — Tela de entrada de dados da mesa giratória.

IV.2 — CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA TOMOGRÁFICO

Antes de o sistema ser um sistema tomográfico ele é um sistema radiográfico. Neste sentido, é importante verificar a confiabilidade dele, para em seguida proceder com a caracterização do sistema tomográfico, isto se faz necessário por se tratar de um protótipo transportável em aprimoramento.

Sendo assim, tendo em vista que o sistema tomográfico tem por base o sistema radiográfico, serão apresentados os resultados obtidos pelos autores que Oliveira, R. B & Oliveira, D. F (2021), que avaliaram o mesmo sistema, composto pelo *flat panel* - DXR 250U-W, pelo tubo de raios X - ICM CP120B, pela mesa giratória e pela mesma unidade controladora, modelo ZBOOK BANG & OLUFSEN hp, com os mesmos *softwares* para controle da placa Arduino e para obtenção de imagem Rhythm RT da GE; em seguida, a fim de complementar a caracterização, será realizado mais um teste, este indicado pela norma BS EM 12543-5:1999.

Os autores Oliveira, R. B & Oliveira, D. F (2021), sinalizam que os testes para a caracterização do sistema radiográfico estão em acordo com a norma ASTM E 2737-10, sendo eles:

- Resolução espacial mínima (SR_{min});

- Relação sinal ruído (*SNR*);
- Nível de sinal (*SL*);
- Sensibilidade ao contraste (*CS*);
- *Image Lag* (*IL*);
- *Burn in* (*BI*);
- Nível de *offset* (*OL*);
- Distribuição de *pixel* defeituoso (*BPD*);
- Espalhamento interno de Radiação (*ISR*);
- Transferência de modulação (*MTF*);
- Faixa de espessura (*MTR*).

Os parâmetros para a obtenção da SR_{min} e *MTR* foram: distância fonte-detector (DFD) foi de 1280 mm, foco de 1,0 mm e 1 frame, por um segundo de aquisição; o tubo de raios X foi utilizado com corrente de 1,0 mA e tensão 120 kV para um tempo de exposição de 30 s; em seguida, para um tempo de exposição 10 s de exposição, corrente de 1,0 mA e tensão 120 kV.

Os valores de dose registrados, para ambas as medidas, respectivamente, foi de 2,412 mGy e 0,806 mGy. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 — Testes de caracterização radiográfico (Oliveira, R. B & Oliveira, D. 2021).

Teste		
SR_{min}	<i>Groove-Wedge</i>	0,127mm
<i>SNR</i>	408 para menor espessura	101 para maior espessura
<i>SL</i>	6429 para menor espessura	1058 para maior espessura
<i>CS</i>	<i>Groove-Wedge</i>	1,154%
<i>IL</i>		0,014%
<i>BI</i>	1,63% em t=0s	0,017% em t=600s
<i>OL</i>		112,5
<i>ISR</i>		53,1%
$MTR = MT$		11mm
<i>MTF</i>	1,65 pl/mm a 20%	0,364 pl/mm a 80%

IV.2.1 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DE TUBO DE RAIOS X

Devido aos bons resultados obtidos nos testes anteriores por Oliveira, R. B & Oliveira, D. F (2021), e na continuação do aprimoramento do sistema projetado, optou por embasar-se na norma BS EN 12543-5:1999, destinada à caracterização do ponto focal de equipamentos de raios X industriais, do tipo microfoco e mini foco, em ensaios não destrutivos, por considerar ser uma referência ao sistema projetado.

Sob este aspecto, importante salientar que a referida norma é destinada para equipamentos que apresentam uma resolução espacial de microns (10^{-6}) e com tamanho focal entre $5 \mu m$ e $300 \mu m$, que é superior ao tamanho focal do tubo de raios X utilizado, sendo este de $1 mm$; entretanto, tentar se aproximar de normas e padrões mais rigorosos pode contribuir no refinamento do sistema proposto, ou avaliar a sua pertinência, para outros fins de investigação, além do que o aparato está sendo utilizado.

Segundo a BS EN 12543-5:1999, tem-se o arranjo representado pela figura 4.9:

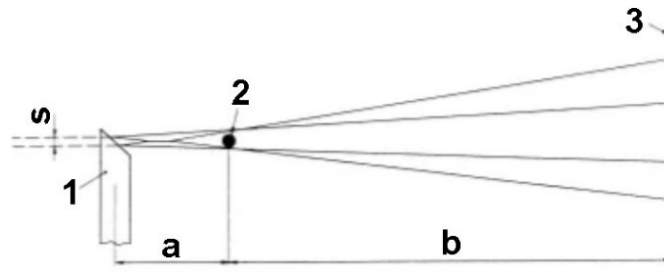


Figura 4.9 — Posição de teste do objeto (BS EN 12543-5:1999).

Onde:

1: é o ânodo do tubo de raios X;

2: é o objeto de teste (esfera);

3: é o detector;

S: é o tamanho focal do tubo de raios X;

a: é a distância entre o objeto e a fonte de raios X;

b: é a distância entre o objeto e o detector.

É definido a magnificação projetada pela equação (4.1)

$$M = (a + b) / a \quad (4.1)$$

O objeto de teste deve ser uma esfera com diâmetro compreendido no intervalo de 0,90 mm e 1,10 mm com acurácia de $\pm 0,01$ mm; e a magnificação projetada deve estar no intervalo:

$$20 < M < 100 \quad (4.2)$$

A determinação do tamanho focal deve ser determinada em duas direções, uma na largura da imagem do objeto e outra na altura da imagem do objeto; para tanto é necessário obter o perfil, em nível de cinza, da imagem do objeto; a figura 4.10, ilustra um perfil de imagem magnificada do objeto, em que é avaliado a imagem em sua altura, com os respectivos pontos de interesse.

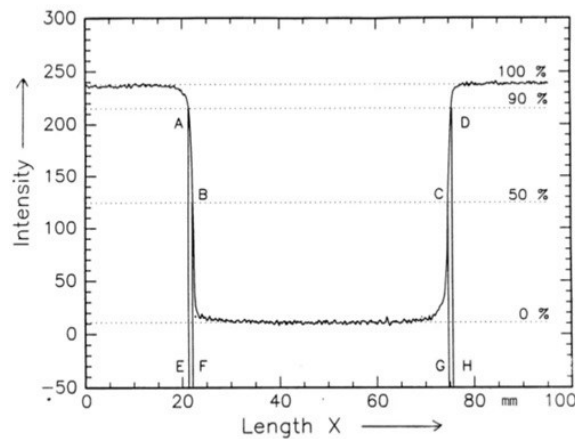


Figura 4.10 — Imagem de objeto com 1mm de diâmetro (Adaptado de BS EN 12543-5:1999).

Os pontos A e D correspondem à 90% do máximo valor de intensidade, em nível de cinza, e os pontos E e H são os respectivos valores ordenados; já os valores B e C correspondem à 50% do nível máximo de intensidade, em nível de cinza, com os respectivos pontos ordenados F e G.

A partir dos valores ordenados F e G é possível obter a magnificação geométrica na largura da imagem (M_w) e a magnificação geométrica na altura da imagem (M_l), sendo ambas definidas pela razão entre distância \overline{FG} e o diâmetro real do objeto (D_{real}), note:

$$M_{w,l} = \overline{FG} / D_{real} \quad (4.3)$$

A magnificação geométrica na largura da imagem tem-se:

$$M_w = D_w / D_{real} \quad (4.4)$$

A magnificação geométrica na altura da imagem tem-se:

$$M_l = D_l / D_{real} \quad (4.5)$$

A determinação do tamanho focal na largura da imagem é dada pela equação:

$$w = (\overline{EF} + \overline{GH}) / M_l \quad (4.6)$$

A determinação do tamanho focal na altura da imagem é dada pela equação:

$$l = (\overline{EF} + \overline{GH}) / M_w \quad (4.7)$$

IV.2.1.1 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DO TUBO DE RAIOS X DO SISTEMA

Para o ensaio foi utilizado uma esfera de aço carbono de diâmetro 11 mm, o detector do tipo *flat panel* - DXR 250U-W, e o tubo de raios X - ICM CP120B, em 110 kV em 1 mA; para melhorar a razão sinal-ruído cada projeção de imagem foi gerada por 4 frames e 2 segundos, resultando em um tempo médio de aquisição de 8 segundos.

A fim de garantir a consistência dos resultados para este ensaio, com uma geometria idêntica à representada na figura 4.9, foi verificado o tamanho focal para duas magnificações projetadas distintas, segundo a equação (4.1), os parâmetros utilizados estão indicados nas tabelas 4.3 e 4.4.

IV.2.1.1.1 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DO TUBO DE RAIOS X DO SISTEMA 1^o ENSAIO

Tabela 4.3 — Características geométricas do 1^o ensaio.

Distâncias	Medidas	Unidade
a	66,5	mm
b	1345	mm
Magnificação projetada	Valor obtido	Unidade
M	21,23	-

Para a análise na largura da imagem obtida, com o auxílio do *software ISee* (versão 10.2) (BAM, 2017), é possível traçar na imagem um perfil de análise retangular, segundo os critérios da norma BS EN 12543-5:1999, que possibilita identificar os máximos em nível de cinza; conforme apresentado na figura 4.11.

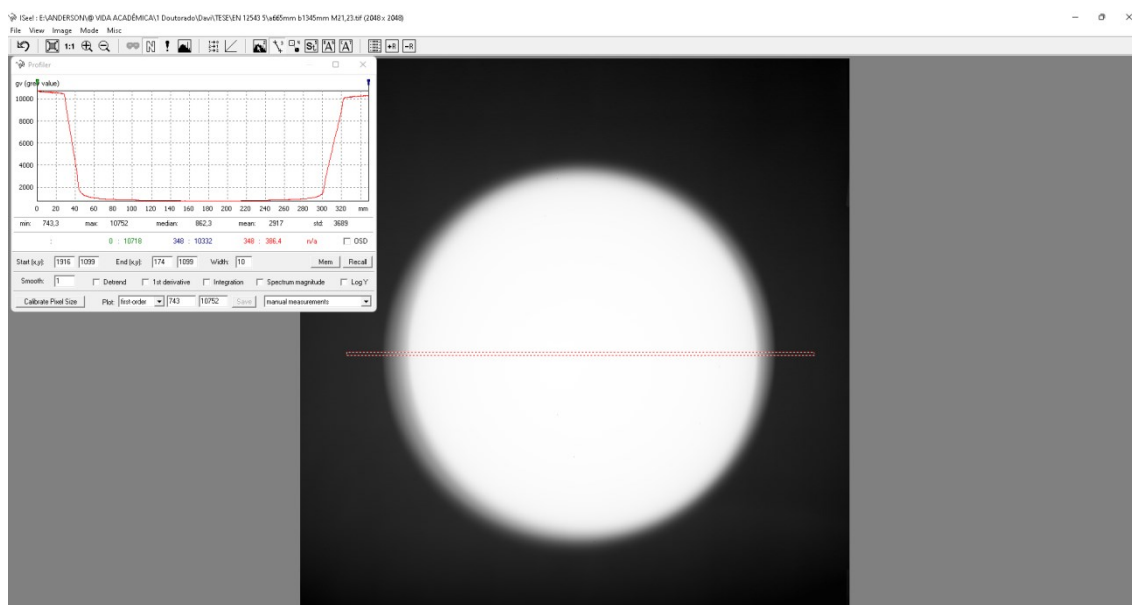


Figura 4.11 — Seleção na largura do 1^o ensaio de Imagem magnificada.

Para a análise na altura da imagem obtida, com o auxílio do *software ISee* (versão 10.2) (BAM, 2017), é possível traçar na imagem um perfil de análise retangular, segundo os critérios da norma BS EN 12543-5:1999, que possibilita identificar os máximos em nível de cinza; conforme apresentado na figura 4.12.

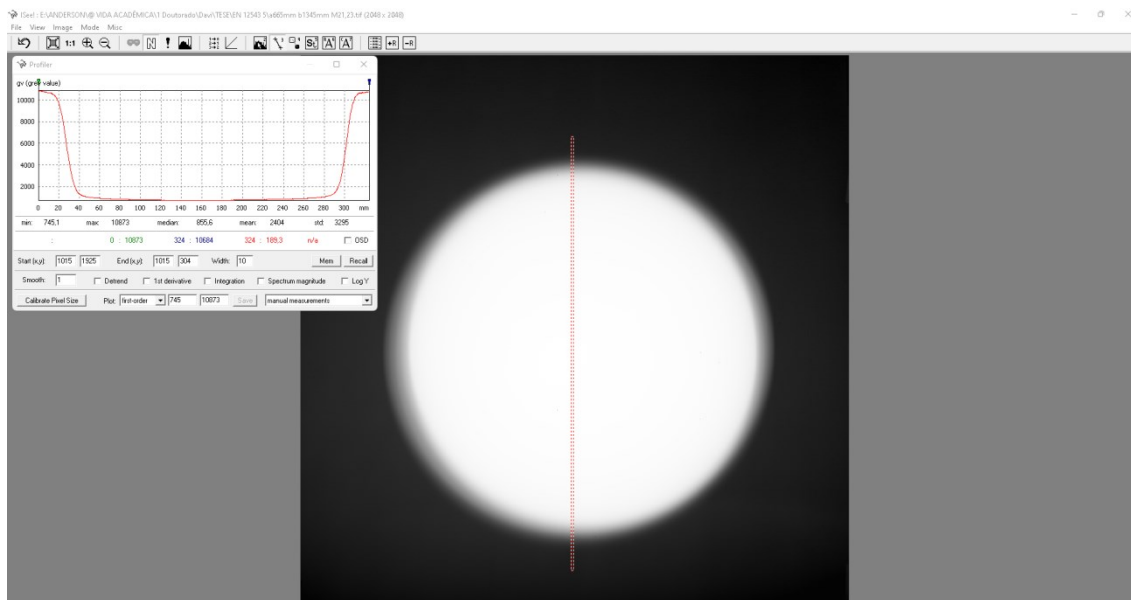


Figura 4.12 — Seleção na altura do 1º ensaio de Imagem magnificada.

IV.2.1.1.2 — CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DO TUBO DE RAIOS X DO SISTEMA 2º ENSAIO

Tabela 4.4 — Características geométricas do 2º ensaio.

Distâncias	Medidas	Unidade
a	68,0	mm
b	1345	mm
Magnificação projetada	Valor obtido	Unidade
M	20,78	-

Para a análise na largura da imagem obtida, com o auxílio do *software ISee* (versão 10.2) (BAM, 2017), é possível traçar na imagem um perfil de análise retangular, segundo os critérios da norma BS EN 12543-5:1999, que possibilita identificar os máximos em nível de cinza; conforme apresentado na figura 4.13.

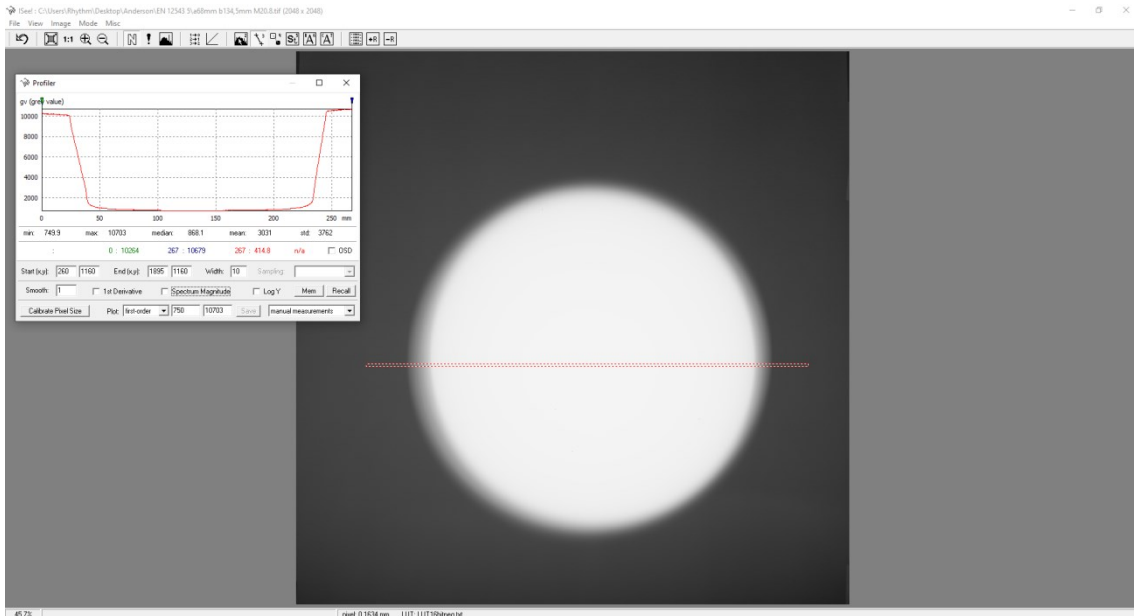


Figura 4.13 — Seleção na largura do 2^o ensaio de Imagem magnificada.

Para a análise na altura da imagem obtida, com o auxílio do *software ISee* (versão 10.2) (BAM, 2017), é possível traçar na imagem um perfil de análise retangular, segundo os critérios da norma BS EN 12543-5:1999, que possibilita identificar os máximos em nível de cinza; conforme apresentado na figura 4.14.

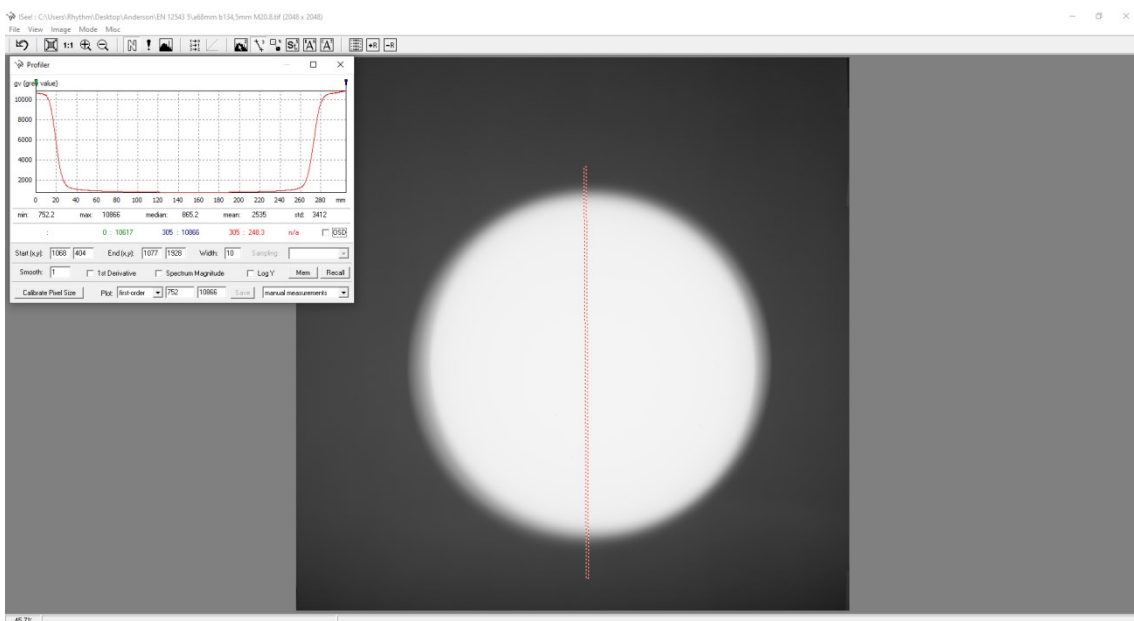


Figura 4.14 — Seleção na altura do 2^o ensaio de Imagem magnificada.

IV.2.2 — QUANTIFICAÇÃO DO DESEMPENHO DO SISTEMA DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)

As imagens de tomografia foram obtidas a partir do sistema descrito no item IV.1; a aquisição das imagens ocorre em uma rotação completa de 360° , com passos rotacionais fixos predeterminados, estes foram de 1° , 5° e 10° em cada volta completa do objeto.

Em cada posição angular, entre 0° e 360° , uma imagem transmitida é registrada pelo detector e armazenada pelo *software* Rhythm RT da GE como um arquivo de 16 bits no formato TIFF. Para que seja viabilizada a reconstrução das imagens radiográficas, de duas dimensões (2D), em uma imagem tomográfica do objeto com três dimensões (3D), é necessário exportar os arquivos de imagens em formato e nome específicos, em “pasta” dedicada, para que o *software Data Viewer V. 1.5.4* consiga fazer sua “leitura”.

Uma vez reconstruída a imagem de um objeto com o *software Data Viewer V. 1.5.4*, é possível escolher na imagem tomográfica, em qualquer direção, isto é, sagital coronal/frontal ou axial, uma fatia (*Slice*) para investigação e análise.

IV.2.2.1 — DETERMINAÇÃO DA RESOLUÇÃO ESPACIAL SEGUNDO A NORMA ASTM 1695-95 (2001)

Visando atender aos quesitos de qualidade indicados na norma ASTM 1695-95, reprovada em 2001, destinada à mensuração da performance de sistemas tomográficos computadorizados, através da quantificação da MTF. A imagem tomográfica a ser analisada deve ser de um Indicador de Qualidade de Imagem (IQI), em uma vista axial; de material uniforme e homogêneo; por esta razão é utilizado um disco cilíndrico de policloreto de vinila (PVC), densidade $1,40 \text{ g/cm}^3$, de diâmetro²⁰ $(40,00 \pm 0,03) \text{ mm}$ e espessura $(5,00 \pm 0,03) \text{ mm}$ (*IQI A*), conforme apresentado na figura 4.15.

²⁰ A incerteza padrão associada à resolução do paquímetro pode ser estimada segundo a Equação: $I(\text{resolução}) = (\text{Resolução}/\sqrt{3}) \therefore I(\text{resolução}) = 0,05/\sqrt{3} = 0,0289$, assumindo-se uma distribuição de probabilidades retangular, com ∞ graus de liberdade. O paquímetro utilizado é do tipo analógico e tem resolução de 0,05 mm.



Figura 4.15 — IQI A em perfil.

Segundo a norma, a região de interesse (*Region of interest* - ROI) para avaliação da imagem tomográfica, para a obtenção da MTF, deve estar localizada ao centro da espessura do disco, de onde será escolhido uma fatia (*Slice*) para a análise; a figura 4.16 ilustra a região indicada.

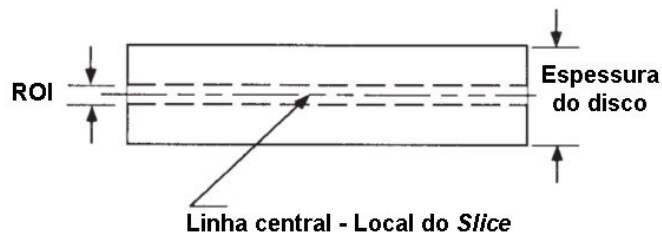


Figura 4.16 — Região de análise no disco (Adaptado de ASTM 1695-95 /2001).

Tendo em vista obter um valor de MTF que represente a imagem por completo, em detrimento de uma região específica dela, optar-se-á pelo valor médio da MTF; para isto serão avaliadas 16 regiões da imagem tomográfica. Importante salientar que este procedimento também contribui para a redução do ruído da imagem.

Por se tratar de um disco, segundo uma vista superior, as regiões para a análise ocorrerão ao longo de seu perímetro segundo uma orientação radial, conforme ilustra a figura 4.17.

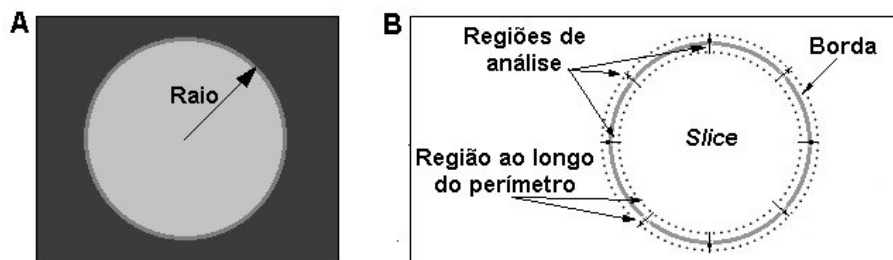


Figura 4.17 — (A) Representação de imagem tomográfica do disco, em vista superior; (B) *Slice* no disco e regiões para obtenção da MTF.

A partir da região de análise, é possível obter o perfil ERF, aplicando sobre este perfil a derivada discreta de primeira ordem, é viabilizado a obtenção do perfil LSF, assim:

$$ERF \xrightarrow{\frac{d}{dr}} LSF \quad (4.8)$$

A figura 4.18, ilustra graficamente as funções ERF e LSF.

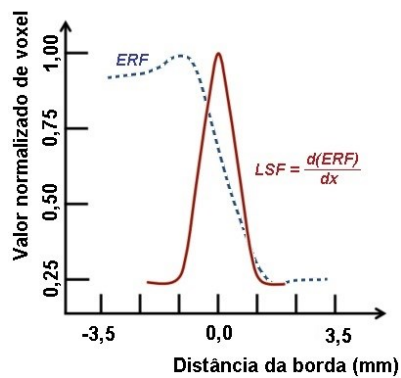


Figura 4.18 —Representação das funções ERF e *MTF*.

A transformada discreta de Fourier da curva ERF (FT ou DFT) é a curva *MTF*, em que será adotado a porcentagem de 10% do máximo valor da *MTF*, conforme orienta a ISO 15708-1; a figura 4.19 ilustra a curva *MTF*.

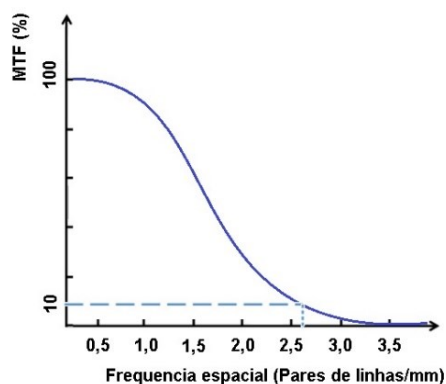


Figura 4.19 —Representação da função *MTF*.

Os valores de *MTF* obtidos na imagem tomográfica do *IQA* seguem apresentados na figura 4.20.

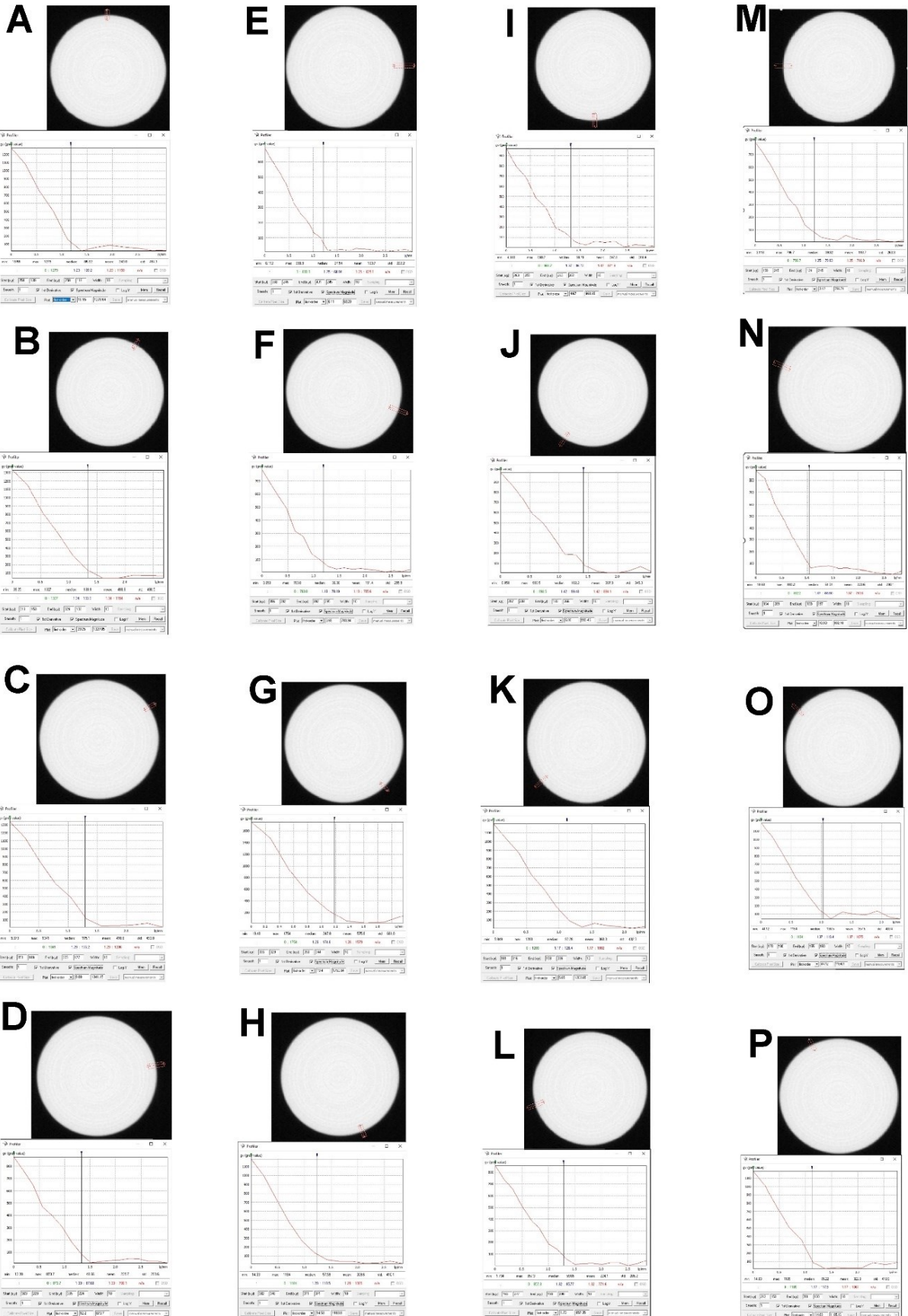


Figura 4.20 — Regiões de análise para a *MTF*.

A partir dos valores individuais da MTF a 10% do valor máximo, é possível calcular a MTF média (\overline{MTF}) e seu desvio padrão (DP) das medidas de $MTF_{10\%}$, sendo:

$$\overline{MTF} = \frac{\sum_{i=1}^{16} MTF_i}{16} \quad (4.9)$$

$$DP = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{16} (|MTF_i - \overline{MTF}|)^2}{16}} \quad (5.0)$$

Onde:

MTF_i : é o valor da medida;

\overline{MTF} : é a média aritmética simples das medidas de MTF;

$|MTF_i - \overline{MTF}|$: é o valor em módulo da diferença.

A partir do valor de MTF é possível calcular a resolução espacial (SR); a resolução espacial pode ser compreendida como o tipo de medida que indica a quantidade de características que podem ser visualizadas, isto é, distinguidos, por milímetro (MOREIRA, 2010); de posse do valor da MTF, é possível obter a SR a partir da equação (2.1), dada no capítulo 2:

$$SR = \frac{1}{2 \times MTF} \quad (2.1)$$

IV.2.2.2 — DETERMINAÇÃO DE TAMANHO DE DEFEITOS POR DIFERENCIAÇÃO DE PICOS EM NÍVEL DE CINZA.

Ainda em relação à avaliação da performance de um sistema tomográfico, é possível utilizar outros tipos de Indicadores de Qualidade; neste sentido, serão avaliadas as imagens tomográficas de outros três IQI's; a partir destas, será mensurada a capacidade de se diferenciar tipos de “defeitos” existentes. Todos os três IQI's são de policloreto de vinila (PVC), um material homogêneo e densidade $1,40 \text{ g/cm}^3$.

A imagem tomográfica se apresenta em níveis de cinza; sendo assim, ao utilizar o *software ISee* (versão 10.2) (BAM, 2017) sobre uma imagem, é possível traçar um perfil de análise em qualquer região (ROI); “O perfil de linha gera um gráfico dos valores de cinza em função da distância” (OLIVEIRA, 2010). Tendo em vista que os IQI's

utilizados apresentam furos, suas imagens tomográficas apresentarão abrupta variação, em nível de cinza, na transição entre uma região com a presença do material, que compõe o *IQI*, e uma região sem material (furo) no *IQI*; a figura 4.21 ilustra a variação do nível de cinza entre cinco furos consecutivos, quando da utilização de um perfil de linha sobre uma região no interior de um *IQI*.

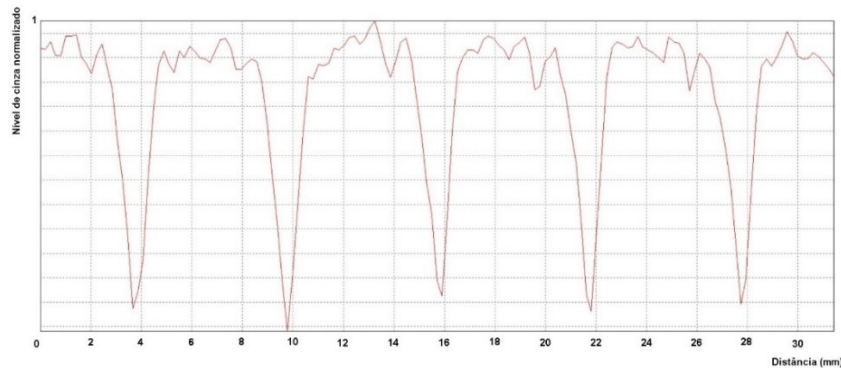


Figura 4.21 — Variação do nível de cinza.

Quando o gráfico em nível de cinza, gerado pelo perfil de linha, entre picos consecutivos são visualizados integralmente, a distância entre eles também é a distância entre os respectivos defeitos; ocorre, que é possível picos consecutivos não serem completamente distintos, ou seja, pode acontecer uma sobreposição entre eles; neste caso, é uma indicação de que o sistema tomográfico não possui resolução suficiente, para distinguir defeitos consecutivos, em uma determinada distância, conforme figura 4.22 (OLIVEIRA, 2010).

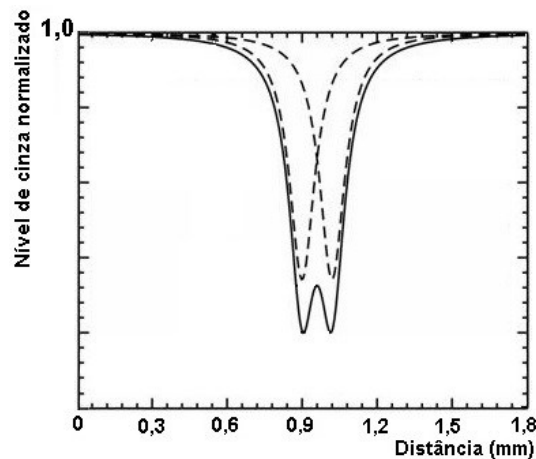


Figura 4.22 — Picos justapostos (Adaptado de OLIVEIRA, 2010).

Note que na ocorrência de picos justapostos também é comum que suas amplitudes sejam próximas, isto corrobora a imprecisão na identificação de defeitos e prejudica identificar a distância entre eles; logo, também não é possível precisar a distância entre defeitos. Na figura 4.23, uma imagem de picos justapostos em uma região de um *IQI* com furos de diâmetro 1,6mm e distância de 3,2mm entre os furos, em que não é possível identificar picos, em nível de cinza, que contribuam para uma caracterização precisa da distância entre os furos e pouco adequada em relação à quantidade de furos, por exemplo.

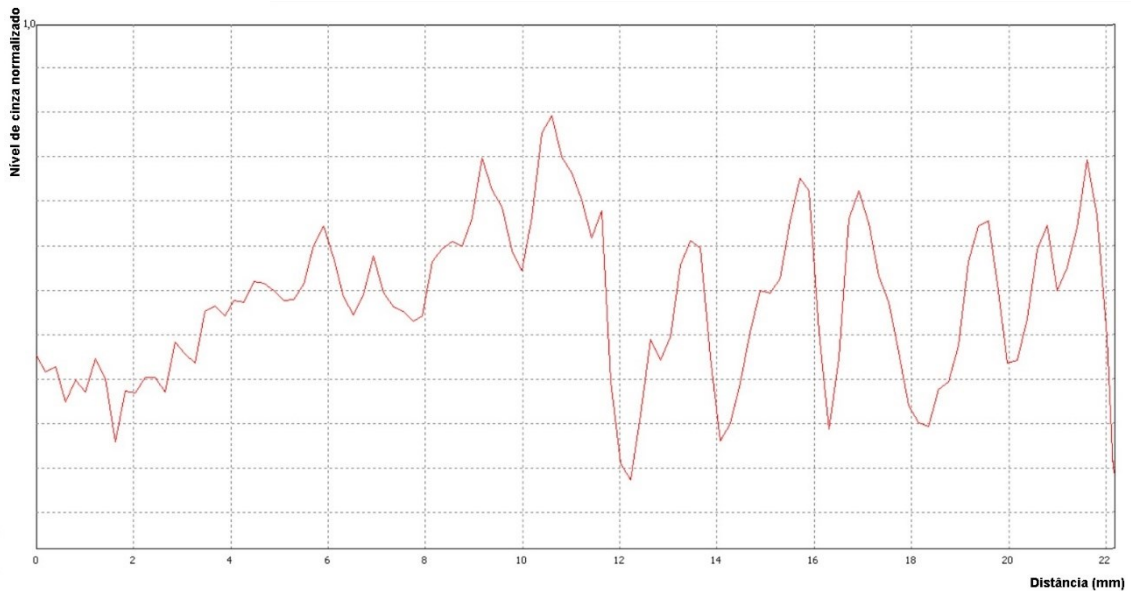


Figura 4.23 — Picos de cinza não diferenciáveis em distância.

Desta maneira, a resolução espacial básica é definida pela imagem que possui picos definidos, ou seja, quando a separação entre os defeitos pode ser mensurada (OLIVEIRA, 2010), conforme pode ser observado na figura 4.24.

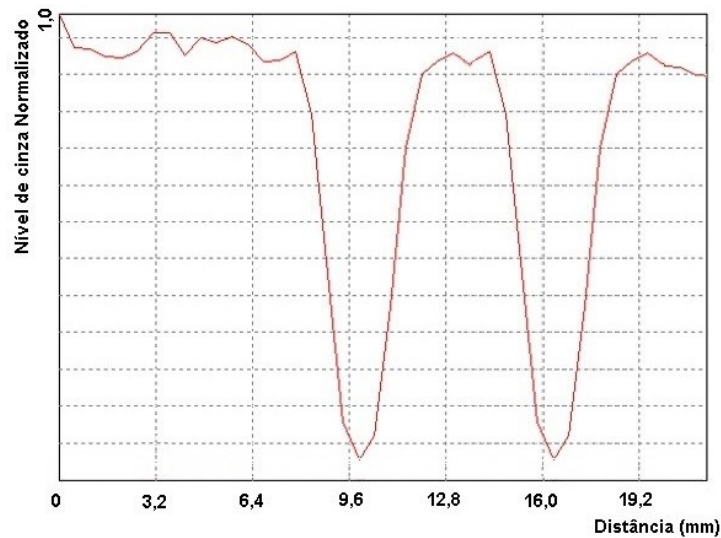


Figura 4.24 — Picos de cinza diferenciáveis.

Na figura 4.25, a imagem do *IQI B*, com diâmetro de $(40,00 \pm 0,03)mm$ e espessura do disco de $(5,00 \pm 0,03)mm$, contendo sete linhas com cinco furos cada, os diâmetros dos furos variam entre $0,1mm$ e $1,6mm$; o espaçamento entre as linhas de furos, na horizontal, é de $5mm$, e o espaçamento entre a primeira linha de furos, de cima para baixo na figura 4.24-B, e a quarta linha de furos também é de $5mm$; já o espaçamento entre a quarta linha de furos e a sétima linha de furos, da mesma figura 4.25-B, é de $3,5mm$.

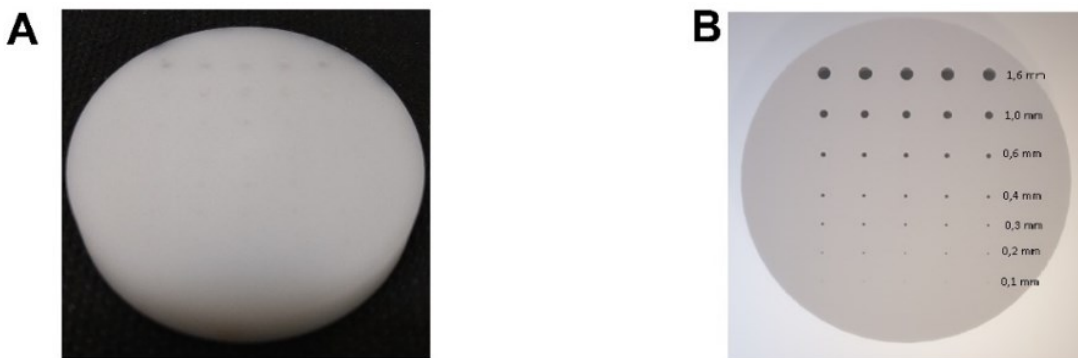


Figura 4.25 — *IQI B* (A) Vista em perfil; (B) Imagem em microtomografia com os diâmetros dos furos mensurados.

Importante observar que nas fotos reais do *IQI B* (figura 4.25-A e figura 4.25-C) a identificação dos diâmetros entre $0,1mm$ e $0,2mm$ necessita de maior atenção para serem identificados, quando comparado aos diâmetros superiores à $0,3mm$.

O *IQI C* também possui diâmetro de $(40,00 \pm 0,03)mm$ e espessura do disco de $(5,00 \pm 0,03)mm$, porém apresentam sete pares de linhas com furos de mesmo diâmetro em cada par; os pares de furos possuem diâmetros entre $0,1mm$ e $1,6mm$, o espaçamento entre os furos de cada linha é igual ao dobro do diâmetro do furo, conforme a figura 4.26.

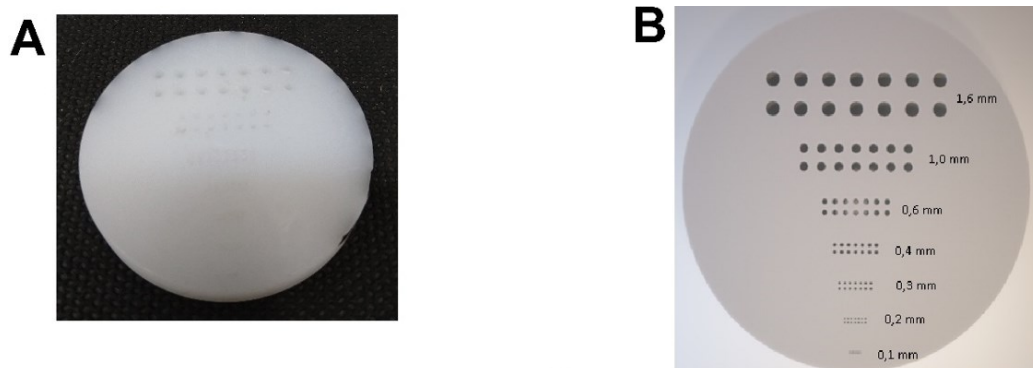


Figura 4.26 — *IQI C* Vista em perfil (A); imagem em microtomografia com diâmetros mensurados (B).

De posse da imagem tomográfica de cada IQI, com a utilização do *software ISee* (versão 10.2) (BAM, 2017), é necessário traçar uma linha de análise sobre o conjunto de furos, que contenha o nível de cinza em função da distância, e verificar a existência de variações abruptas no nível de cinza (picos); associando tais picos ao diâmetro do furo, tem-se a determinação da resolução espacial da imagem tomográfica.

A geração da imagem tomográfica dos IQI's apresentados ocorreu em três ensaios distintos, isto é, no primeiro ensaio foi gerado uma imagem tomográfica pela aquisição de imagens radiográficas, em 360° , por passos angulares de um grau (1°); no segundo ensaio, a imagem tomográfica gerada ocorre em passos de cinco graus (5°); por fim, o último ensaio, a imagem tomográfica ocorre com variação angular de dez graus (10°), para um giro completo.

Na figura 4.27 as imagens tomográficas e os gráficos de Nível de cinza por Distância, do *Slice* central do *IQI B*, para passos de 1° .

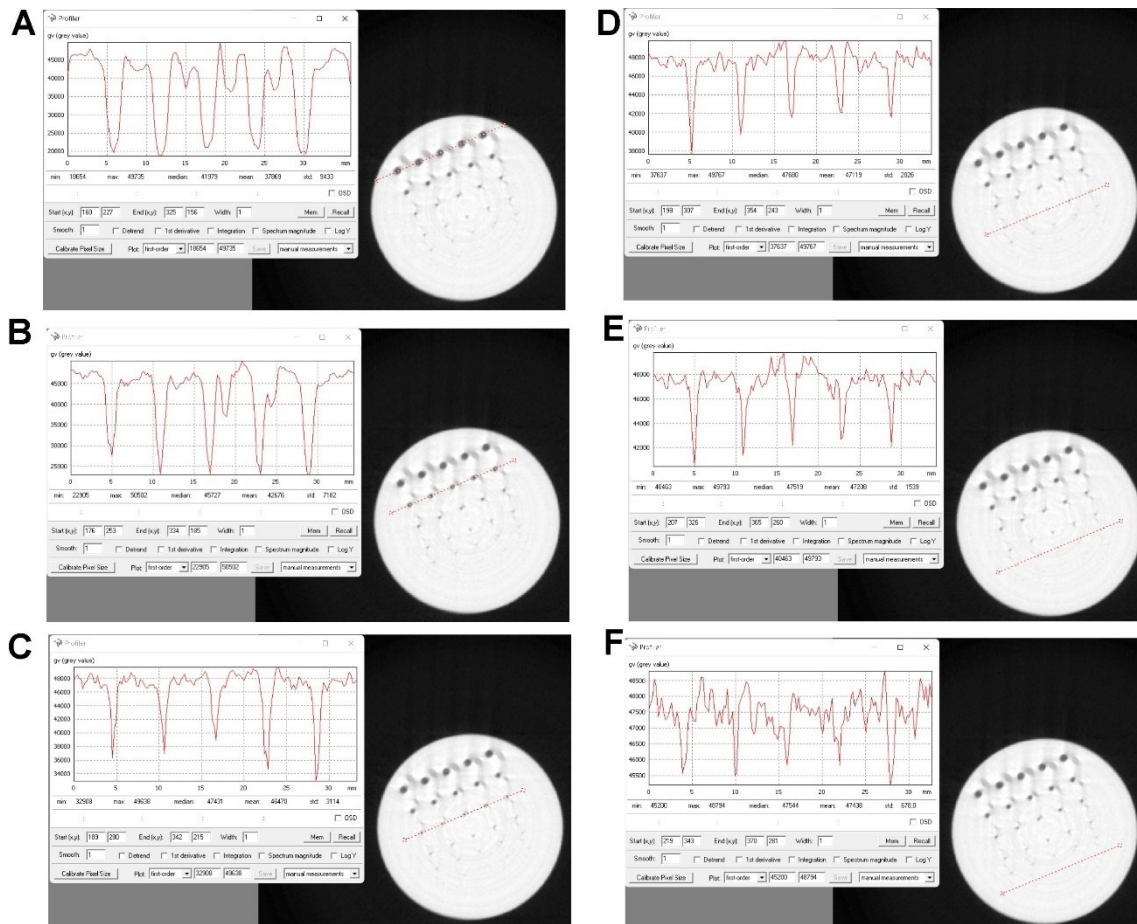


Figura 4.27 — Tomografia por 1^0 do IQI B: (A) Distinção em 1,6mm; (B) Distinção em 1,0mm; (C) Distinção em 0,6mm; (D) Distinção em 0,4mm; (E) Distinção em 0,3mm; (F) Distinção em 0,2mm.

Na figura 4.28 as imagens tomográficas e os gráficos de Nível de cinza por Distância, do *Slice* central do IQI B para passos de 5^0 .

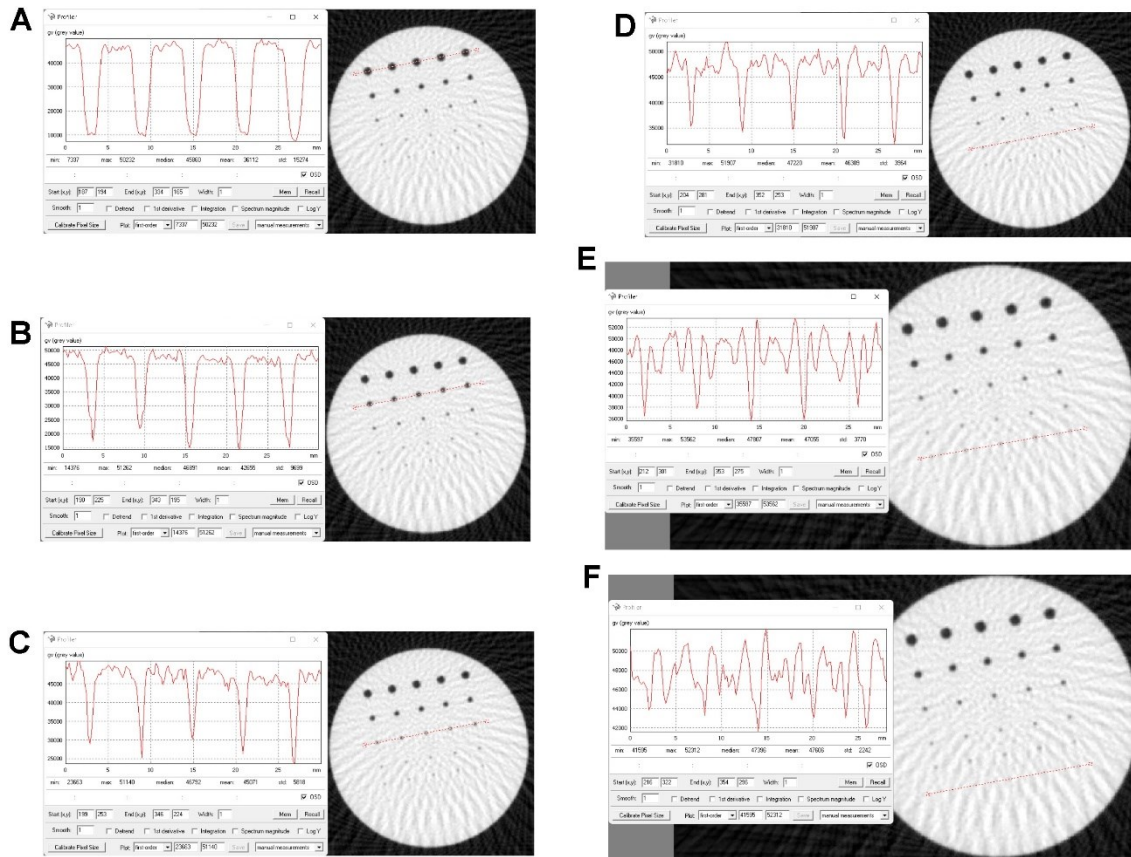


Figura 4.28 — Tomografia por 5^0 do IQI B, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).

Na figura 4.29 as imagens tomográficas e os gráficos de Nível de cinza por Distância, do *Slice* central do IQI B para passos de 10^0 .

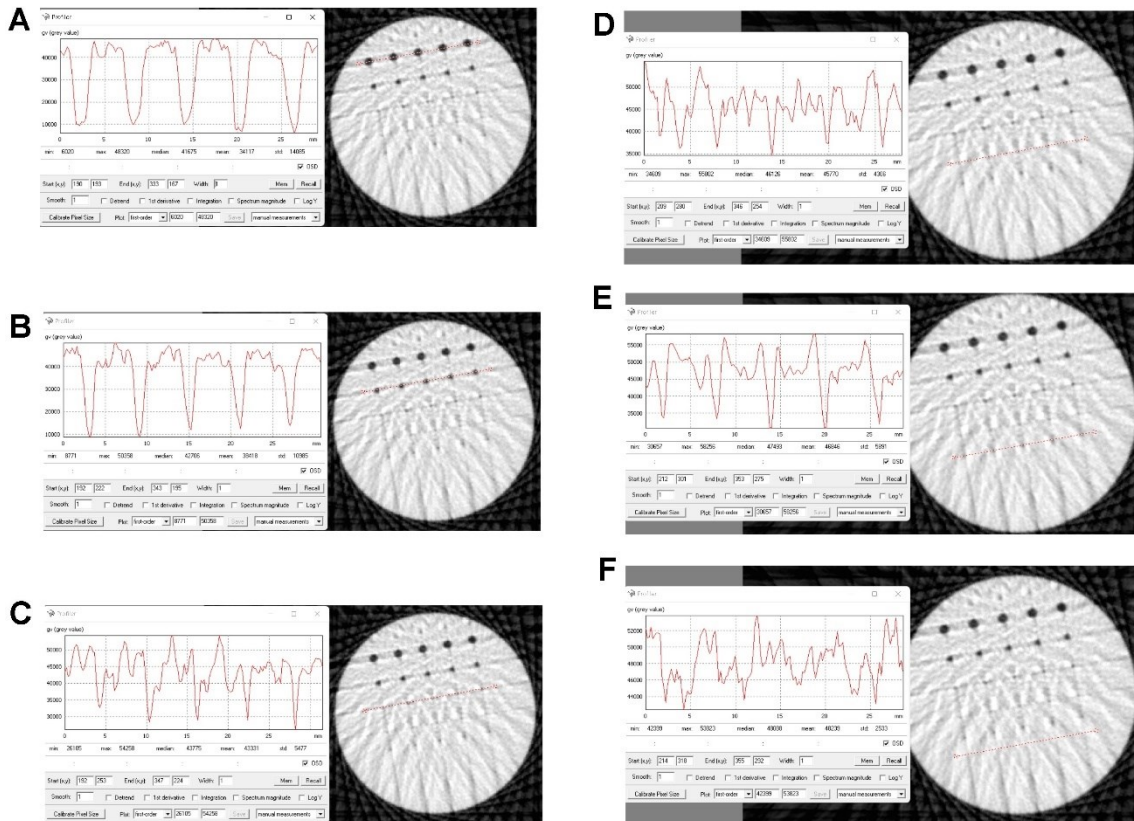


Figura 4.29 — Tomografia por 10^0 do IQI B, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).

Na figura 4.30 as imagens tomográficas e os gráficos de Nível de cinza por Distância, do *Slice* central do IQI C para passos de 1^0 .

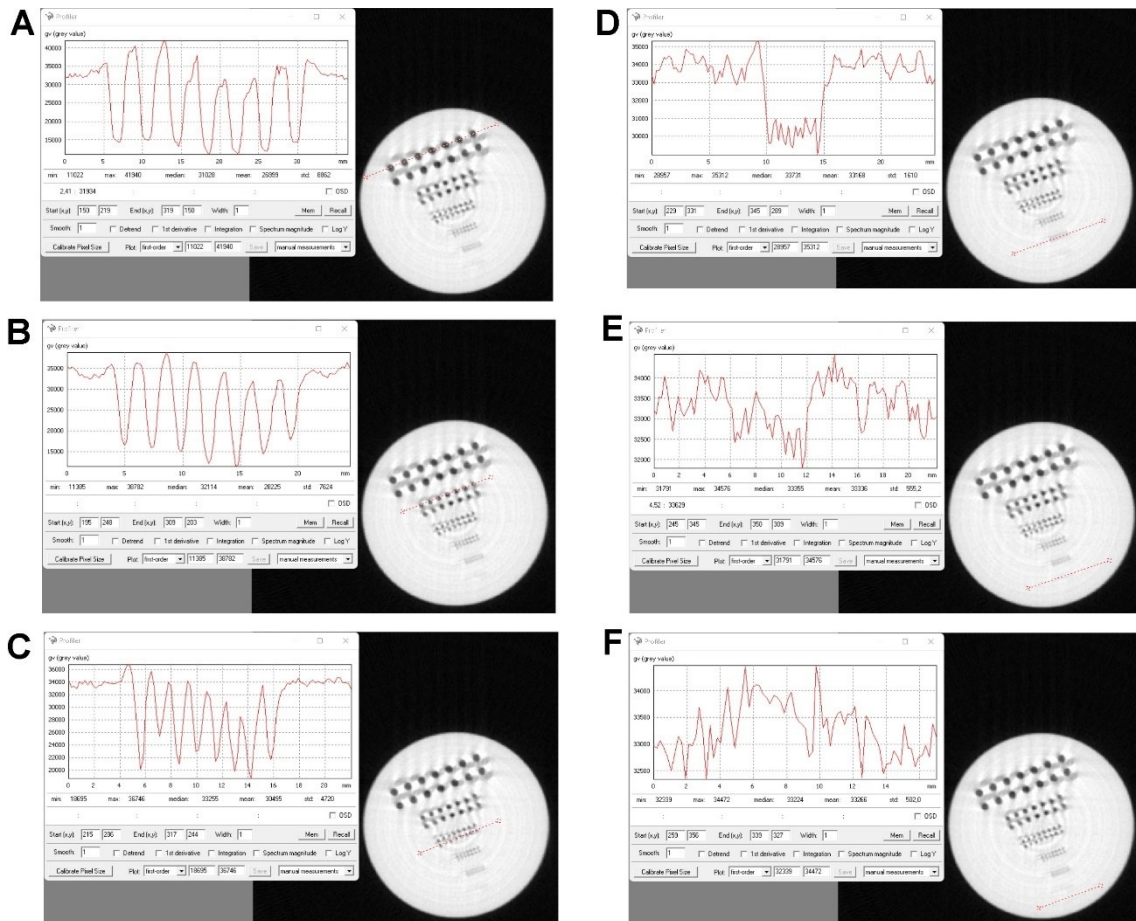


Figura 4.30 — Tomografia por 1° do IQI C, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).

Na figura 4.31 as imagens tomográficas e os gráficos de Nível de cinza por Distância, do *Slice* central do IQI C para passos de 5° .

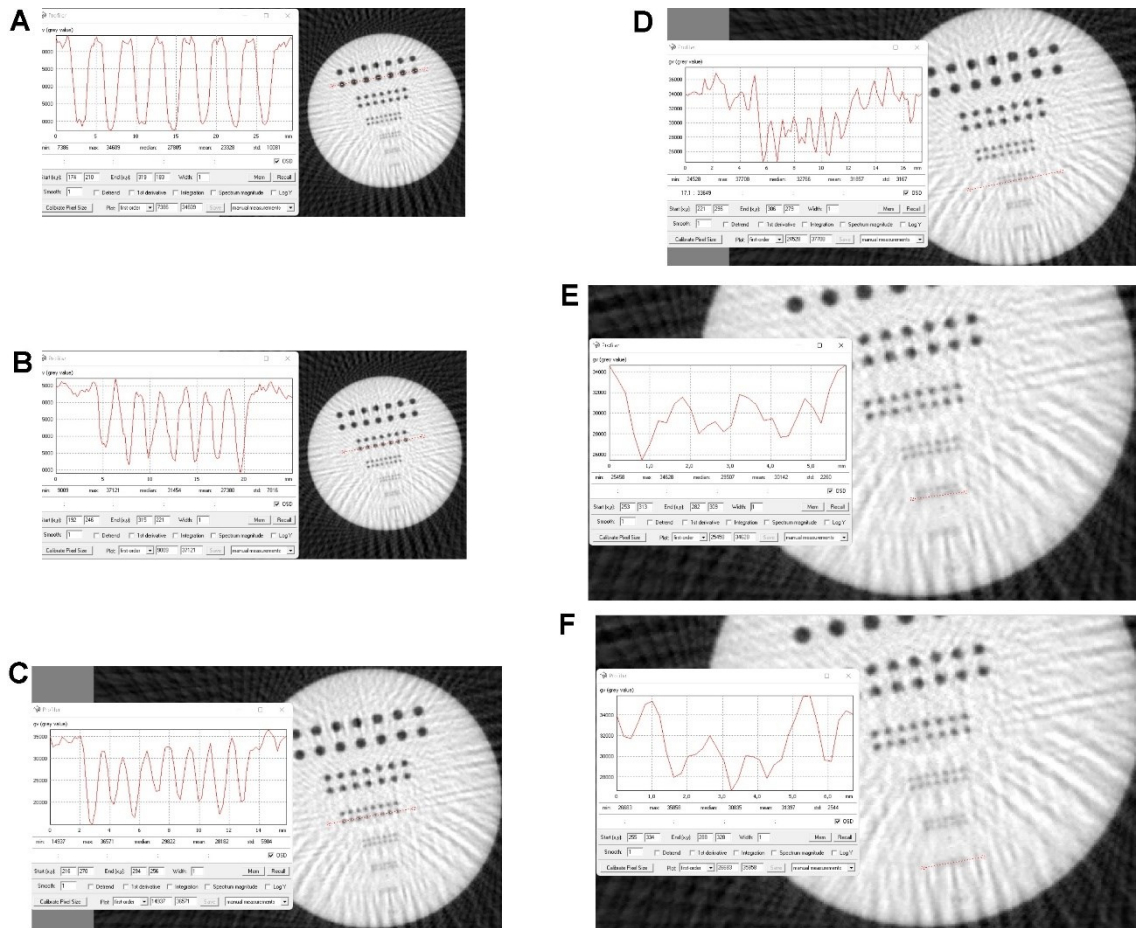


Figura 4.31 — Tomografia por 5^0 do IQI C: (A) Distinção em 1,6mm; (B) Distinção em 1,0mm, (C) Distinção em 0,6mm; (D) Distinção em 0,4mm; (E) Distinção em 0,3mm; (F) Distinção em 0,2mm.

Na figura 4.32 as imagens tomográficas e os gráficos de Nível de cinza por Distância, do *Slice* central do IQI C para passos de 10^0 .

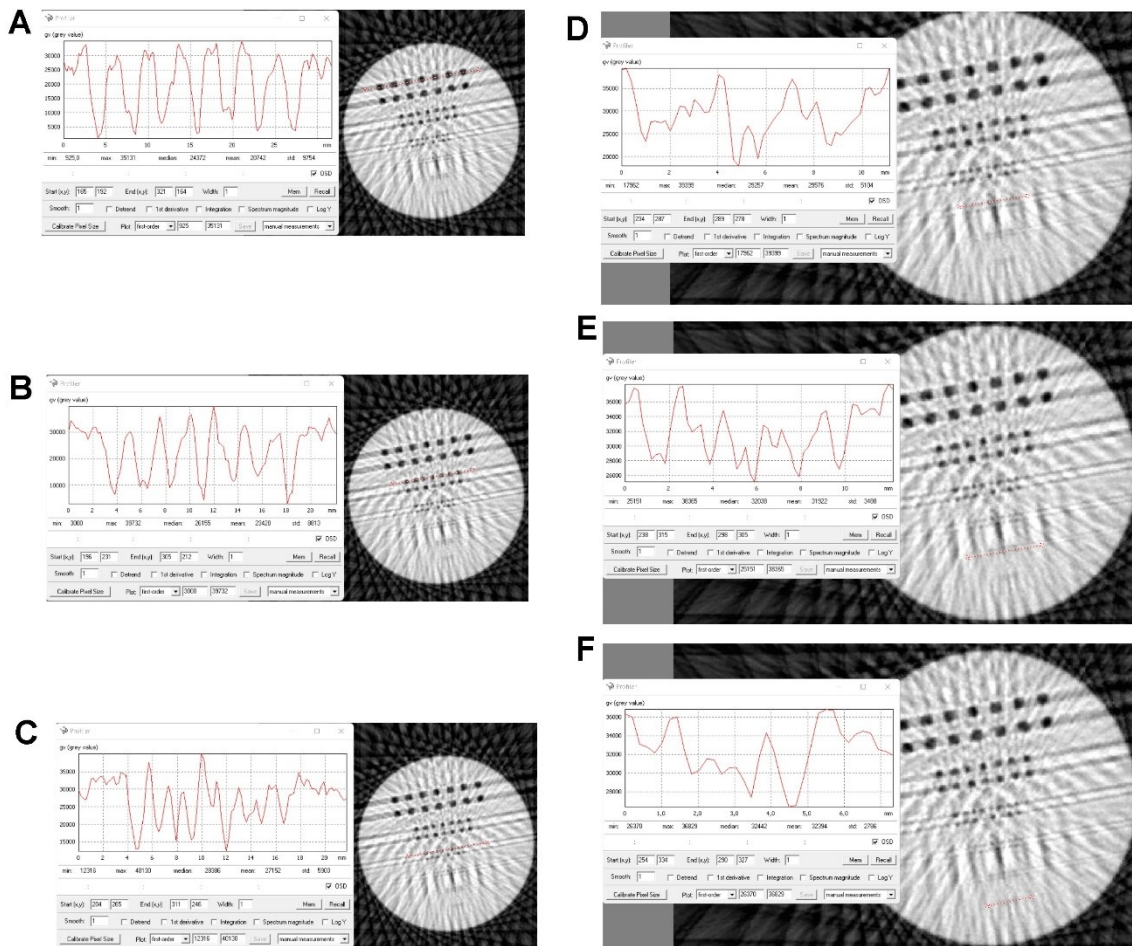


Figura 4.32 — Tomografia por 10^0 do *IQI C*, distinção em 1,6mm (A), distinção em 1,0mm (B), distinção em 0,6mm (C), distinção em 0,4mm (D), distinção em 0,3mm (E), distinção em 0,2mm (F).

IV.2.2.3 — CARACTERIZAÇÃO QUANTITATIVA E QUALITATIVA EM AMOSTRAS POR TOMOGRAFIA

Com a imagem tomográfica de uma amostra é possível obter informações qualitativas e quantitativas acerca de um objeto de estudo; para o escopo deste trabalho as informações qualitativas e quantitativas, de uma imagem tomográfica, compõe um conjunto de informações preponderantes para obras de arte e artefatos históricos; por exemplo, na investigação, recuperação, autenticidade ou arquivamento de informações de amostras, do tipo esculturas, a imagem tomográfica apresenta um detalhamento de informações específicos e que possibilitam uma caracterização única; entretanto, complementar esta imagem com dados quantitativos, sobre a imagem em 3D por exemplo, contribui para uma maior especificidade e caracterização de uma obra.

IV.2.2.3.1 — TOMOGRAFIA EM 3D – ANÁLISE QUALITATIVA

A imagens em 3D destinadas às análises qualitativas são geradas com o auxílio do *software Image G*. Esse programa viabiliza a renderização²¹ em volume, sobre os dados reconstruídos de volume do *software Data Viewer V. 1.5.4*; sendo uma técnica que permite a visualização em 3D, segundo qualquer tipo de vista, em que é possível visualizar a peça com um nível de translucidez que viabiliza evidenciar e “revelar estruturas complexas de determinado objeto em 3D”, conforme ilustra a figura 4.33 (MACHADO, 2015).

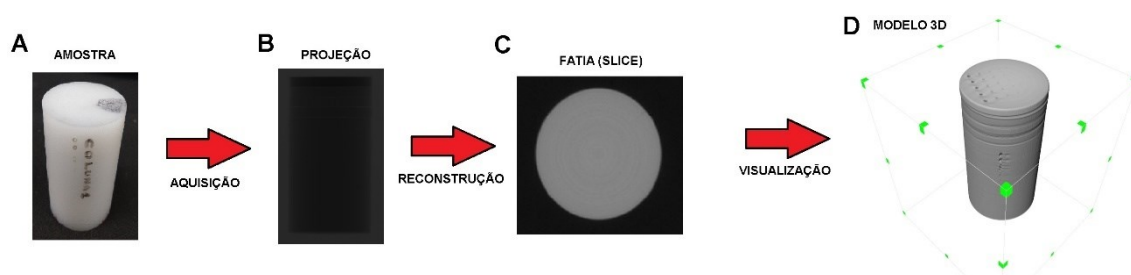


Figura 4.33 — Aquisição, reconstrução e visualização de IQI.

Em cada uma das reconstruções é possível explorar o interior da escultura a partir de planos de corte anatômicos, por exemplo os planos Axial ou Transversal, Coronal ou Frontal e Sagital, conforme indica a figura 4.34.

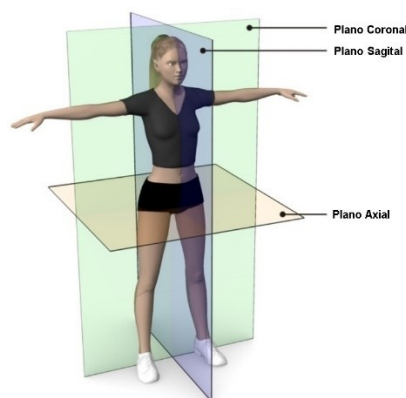


Figura 4.34 — Planos anatômicos (Adaptado de: <http://www.bodytrainer.tv>).

²¹Obtenção do resultado de um processamento digital, ou criação digital de uma imagem com detalhe e definição.

IV.2.2.3.2 — BINARIZAÇÃO DE IMAGEM TOMOGRÁFICA

Uma imagem digital é um conjunto de bits (*Binary Digit*), estes podem assumir apenas os valores 0 ou 1; a cada conjunto de oito bits tem-se um Byte (*Binary Term*); a partir dos bites e Bytes é possível obter um pixel (*Picture element*), que é o menor “ponto” que forma uma imagem digital; a imagem tomográfica é uma imagem digital, e cada pixel possuirá um nível de cinza, de acordo com a combinação em quantidade de zeros e uns que constitui sua matriz (OLIVEIRA, 2010).

A binarização, ou segmentação, de imagens é o método mais simples de processamento de imagens, isto é, ele consiste em separar, em uma imagem, regiões de interesse através da escolha de uma característica específica, em nível de cinza. Por exemplo, se um critério de uniformidade for escolhido, em uma imagem tomográfica obtida na direção axial, é possível selecionar um ROI na imagem e nele distinguir partes homogêneas a partir do valor, em nível de cinza determinado (MACHADO, 2015).

Segundo MACHADO (2015) a binarização de imagens digitais pode ser obtida por diferentes métodos; para imagens de objetos em que o histograma é bimodal a localização do ponto TH é uma tarefa simples, entretanto, para objetos cujas imagens apresentam um histograma multimodal, devido a materiais de densidades próximas, por exemplo, pode ser mais adequado utilizar técnica de binarização multinível (*multilevel thresholding ou multithreshold*), pois podem melhorar a qualidade da segmentação da imagem (ARAÚJO, 2019); em uma imagem que apresenta um histograma multimodal separar objetos de fundo (*background*) de objetos de interesse na imagem (*foreground*) pode ser uma tarefa que demande bastante tempo, pois trata-se de um processo empírico e adaptativo; na figura 4.35 um exemplo do descrito.

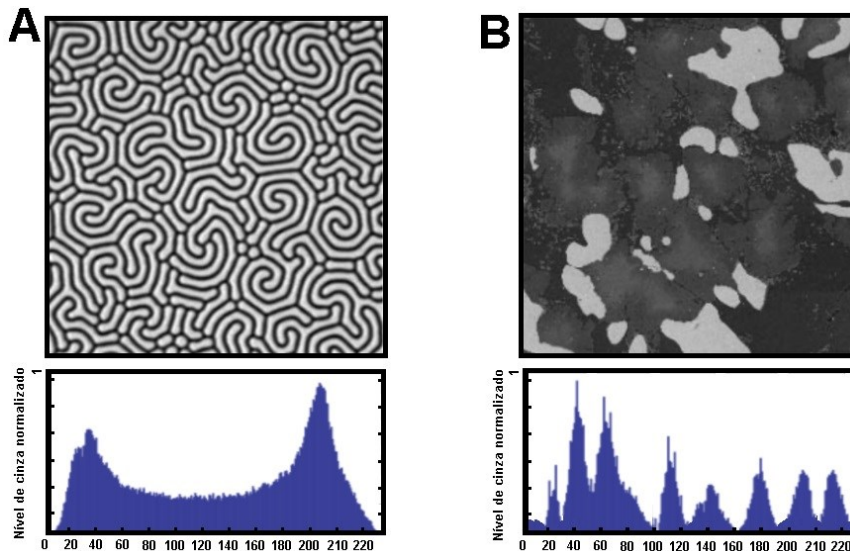


Figura 4.35 — (A) Histograma bimodal; (B) Histograma multimodal.

A limiarização é um tipo de binarização (SZELISKI, 2021); este é um método simples e consiste em escolher um ponto de interesse na imagem (em valor numérico de nível de cinza), que represente uma região de maior densidade no objeto real, por exemplo, denominado de TH (*Threshold*); o valor numérico em nível de cinza do TH é uma referência para a imagem que será gerada, após a limiarização; considere, por exemplo, que a imagem gerada (segmentada) possuirá a cor branca para todos os valores de *voxel* maiores que um valor escolhido de TH, do *voxel* de referência da imagem original, conforme ilustra a figura 4.36.

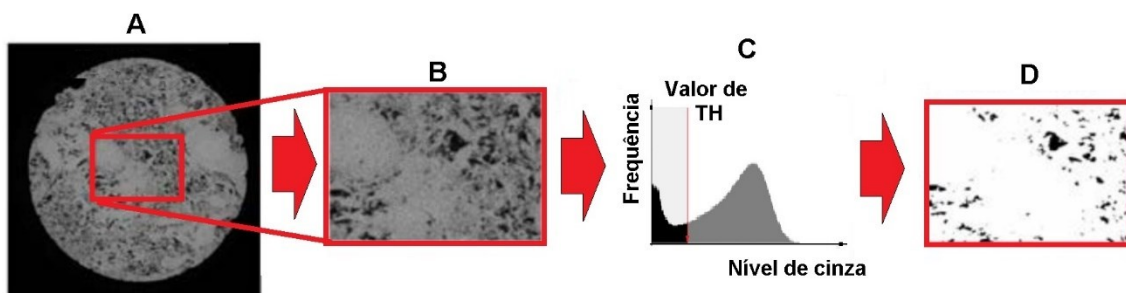


Figura 4.36 — (A) Fatia reconstruída de objeto; (B) Seleção de uma região; (C) Histograma com frequência de valores de níveis de cinza e valor de TH escolhido; (D) Imagem binarizada (Adaptado de ARAÚJO, 2019).

No exemplo da figura 4.36, a representação de área de interesse e área de não interesse foi feita utilizando duas cores distintas, neste caso preto e branco. Note que os pixels de intensidade menor, ou igual, ao valor de corte (TH) passaram ser pretos, e os pixels de intensidade maior que o ponto de corte (TH) passaram a ser brancos.

Cabe salientar que para a melhor determinação do valor do ponto TH é fundamental utilizar o histograma da imagem, em associação à imagem, isto é, que o histograma e a imagem possam compartilhar a mesma tela de visualização, pois na medida em que a linha de corte de TH percorre o histograma, é possível visualizar na imagem limiarizada regiões na cor preta se destacando.

Uma imagem digitalizada pode ser escrita como uma função matemática do tipo $\mathfrak{G}(x, y)$, no caso da binarização por limiarização, esta pode ser escrita conforme equação (5.1) (GONZALES, 2018).

$$\mathfrak{G}(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{se } f(x, y) \geq TH \\ 1, & \text{se } f(x, y) < TH \end{cases} \quad (5.1)$$

Onde:

$\mathfrak{G}(x, y)$: é a função que representa a imagem de saída;

$f(x, y)$: é a função que representa a imagem de entrada.

TH : é o valor, em nível de cinza escolhido.

Uma outra abordagem para a segmentação da imagem são as baseadas em descontinuidades entre os níveis de cinza entre pixels vizinhos; tais descontinuidades, de uma forma geral possibilitam detectar o grupo de pixels que delimita os contornos ou bordas de um objeto em uma imagem (ARAÚJO, 2019).

Sendo assim a escolha do método de binarização estará relacionado diretamente ao tipo de amostra a ser analisada, por exemplo, no caso de uma escultura que possua um tipo de revestimento raro é possível que a imagem tomográfica binarizada por detecção de bordas forneça informações de relevância; o que não afasta a obtenção de imagem por meio da binarização por limiarização, conforme indica MACHADO (2015), “não existe um método consagrado” para a segmentação de imagens, pois o tipo de técnica aplicada sobre uma imagem tomográfica estará diretamente relacionado às características de investigação sobre o objeto.

IV.2.2.3.3 — PARÂMETRO MORFOMÉTRICO

O *software* AVIZO V.2022.3 possui algoritmos que possibilitam a visualização e mensuração de artefatos no interior da imagem; por exemplo, se ocorrer da existência de

um vazio no interior de uma amostra, em sua imagem tomográfica este vazio poderá ser destacado e visualizado de maneira exclusiva na forma de um volume em 3D (ARAÚJO, 2019).

A forma com a qual o algoritmo obtém o volume de um artefato se dá pelo preenchimento dos *voxels*, que contém o defeito, por esferas virtuais; por exemplo, a espessura de um artefato é definida pelo diâmetro de uma esfera virtual. Neste algoritmo, a mensuração atende à duas condições: (i) A esfera virtual é completamente limitada no interior da superfície que determina o artefato; (ii) O centro da esfera virtual não necessita estar coincidente com o centro do artefato, caso exista, conforme representado na figura 4.37 (ARAÚJO, 2019).

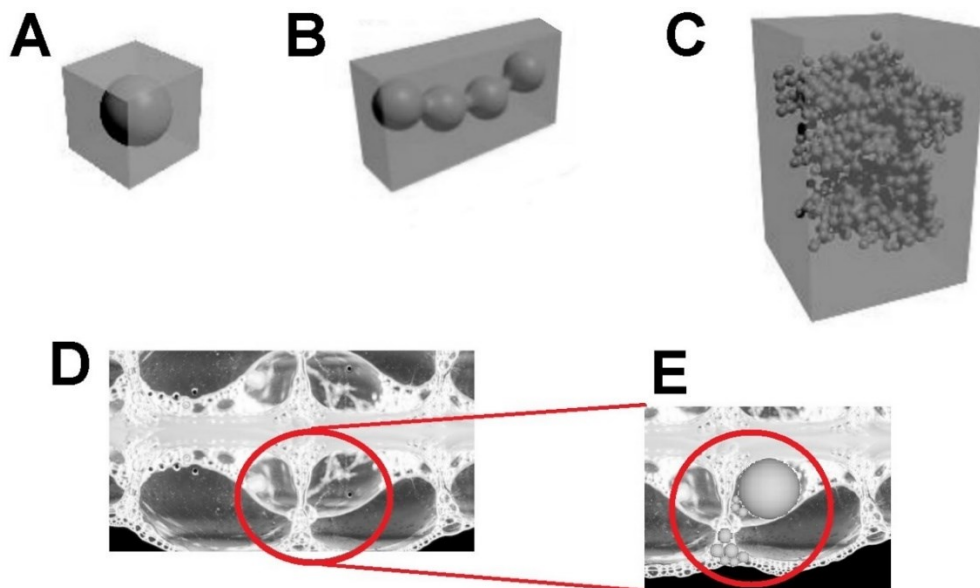


Figura 4.37 — Representação esquemática de obtenção de volumes por algoritmo; (A) volume unitário; (B) volume por três esferas; (C) Volume total; (D) Trecho de amostra em análise; (E) Representação esquemática parcial para obtenção de volume em uma amostra (Adaptado de <https://br.freepik.com>).

O *software* calcula as distâncias, em 3D, adequando esferas no interior das redes estruturais, com isto é possível obter a separação média entre estruturas tal qual as espessuras dos artefatos. Este método inicia a análise identificando eixos mediais das estruturas da imagem em 3D, em seguida ajusta esferas nos *voxels* que se situam ao longo dos eixos (ARAÚJO, 2019), a figura 4.38, ilustra o procedimento.

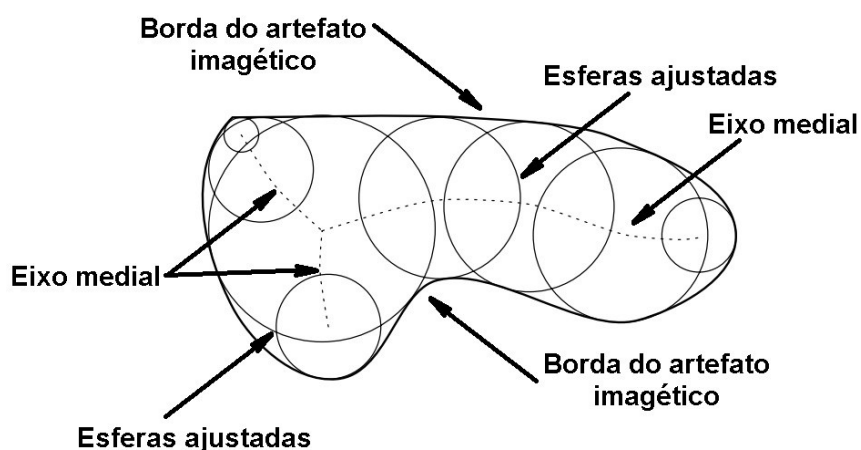


Figura 4.38 — Eixo medial ao longo de artefato com esferas ajustadas (Adaptado de REMY, 2002).

Cabe destacar que selecionado o valor de TH na imagem reconstruída em 3D é possível gerar uma nova imagem em que se destaquem apenas os volumes com o valor de TH determinado; no caso de esculturas, em que é comum a presença de materiais metálicos do tipo prego, ao utilizar este recurso, é possível ter uma imagem com todos os pregos no interior da peça; a imagem da figura 4.39, ilustra o método descrito.

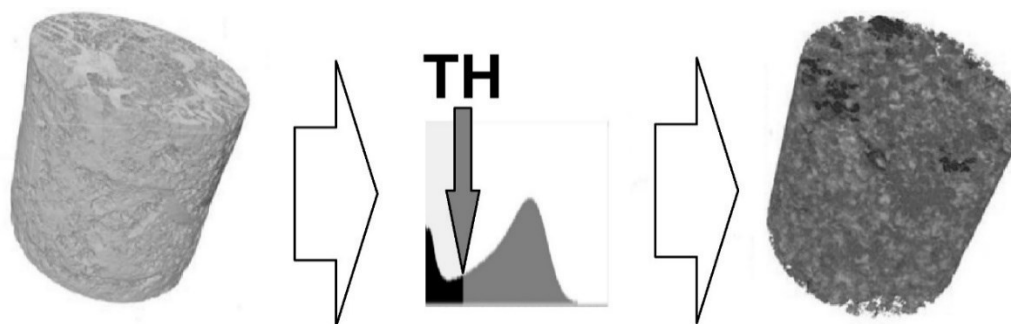


Figura 4.39 — (A) Imagem tomográfica; (B) Vazios na imagem tomográfica com mesmo valor de TH (Adaptado de ARAÚJO, 2019).

IV.3 — APLICAÇÃO DO SISTEMA AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA EM AMOSTRAS DE MADEIRA.

A utilização de sistemas portáteis de Tomografia Computadorizada é adequada na caracterização de amostras esculturais. O sistema automatizado transportável de Tomografia foi utilizado na análise de escultura em madeira. Esta é propriedade do Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN).

Na análise e estudo para a caracterização de obras de arte de valor histórico-cultural, a técnica da tomografia tem contribuído para a arqueometria (CALZA *et. al.*, 2013), pois viabiliza informações sobre a forma de fabricação, estado de conservação e presença de aspectos que são internos à amostra, portanto não visíveis ao olho nu.

Para os defeitos visíveis, a técnica tomográfica também contribui para a compreensão e planejamento de intervenções em uma peça, pois possibilita visualizar, por exemplo, a extensão de uma fissura, de uma emenda e a melhor forma para sua estabilização.

Por fim é possível indicar que a imagem tomográfica de obras de arte, é um tipo de documento que pode compor um arquivo de informações, podendo ser musealizado junto de uma obra de arte; com este tipo de documento é possível, por exemplo, verificar a autenticidade de uma obra ou mesmo contribuir para futuras restaurações.

IV.3.1. — CARACTERIZAÇÃO POR TOMOGRAFIA DE ESCULTURA - CARRANCA

Com o objetivo de explorar a performance do sistema tomográfico transportável, em amostra de madeira de grandes dimensões, foi feito uma análise de uma escultura em madeira, pertence ao Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN), de dimensões aproximadas em 330mm de largura, 300mm de profundidade e 710mm de altura.

Trata-se de uma escultura do tipo carranca em que a maior espessura de madeira ocorre na região identificada como cabeça; fotografias da escultura são apresentadas na figura 4.40.



Figura 4.40 — Carranca (A) Vista frontal; (B) Vista lateral esquerda; (C) Vista de trás; (D) Vista lateral direita.

A tomografia computadorizada em esculturas de madeira possibilita obter informações das camadas que compõe a escultura, que podem ser de mesmo material ou de materiais distintos. Os dados de camadas exteriores, ou limítrofes, da escultura possibilita, por exemplo identificar a homogeneidade da cobertura utilizada; já para as camadas não visíveis que, ocorrem a partir da borda e no interior da escultura, a técnica possibilita identificar, por exemplo os locais onde a madeira é transpassada por elementos metálicos, pregos, cravos extensão de trincas, emendas, região de reparos, materiais incrustados ou peças inseridas, por exemplo.

Por conta da altura da escultura foram adquiridas três conjuntos de imagens, isto é, em cada nível de altura adquiriu-se um conjunto de imagens, em 360° , com passos angulares de 5° . Para tanto procedeu-se alinhando o centro do tubo raios X com o centro do detector *flat panel* e com o centro axial da escultura; em seguida detector e fonte foram colocados nas alturas de 119mm , 355mm e 592mm em relação à escultura.

O quadro 4.1 apresenta os parâmetros utilizados.

Quadro 4.1 — Parâmetros utilizados na análise da escultura.

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO	
Voltagem do tubo de raios X	110 <i>kV</i>
Corrente elétrica do tubo de raios X	1 <i>mA</i>
Filtro do feixe de raios X	<i>Al (3,5 mm)</i>
Distância Fonte Detector (DFD)	138,0 <i>cm</i>
Distância Fonte Objeto (DFO)	110,4 <i>cm</i>
Distância Objeto Detector (DOD)	27,6 <i>cm</i>
Magnificação	1,19
Taxa de quadros do detector	4 <i>frames</i>
Tamanho de pixel do detector	200 μm
Binning ²²	2 x 2
Número de projeções	72
Tamanho do voxel reconstruído	163.42 μm

Após reconstruído as imagens tomográficas, é necessário abrir cada arquivo do conjunto de imagens, em cada altura, para selecionar o *Slice* de imagem que é comum; isto é, no arquivo do conjunto de imagens da parte inferior, na medida em que se avança nas imagens tomográficas no sentido positivo da altura, existirá uma imagem (um *Slice*) que será idêntica à uma imagem (*Slice*), de baixo para cima, da parte mediana da escultura; continuando no sentido positivo da altura, agora no conjunto de imagens que define a parte mediana da altura, busca-se a imagem (*Slice*) que é idêntica à melhor imagem, de baixo para cima, do conjunto de imagens que forma a parte superior da escultura (cabeça).

A figura 4.41, ilustra o conjunto de imagens tomográficas obtidas em cada altura e as respectivas reconstruções em 3D

²² Binning é uma técnica pela qual os sinais de amostras adjacentes de um detector eletrônico, que são originários da radiação transmitida pelo objeto, são combinados nos elementos de detecção para produzir um pixel ou um voxel maior; isto aumenta a relação entre o sinal e o ruído para fornecer melhor resolução de contraste, entretanto com a desvantagem de reduzir a resolução espacial.

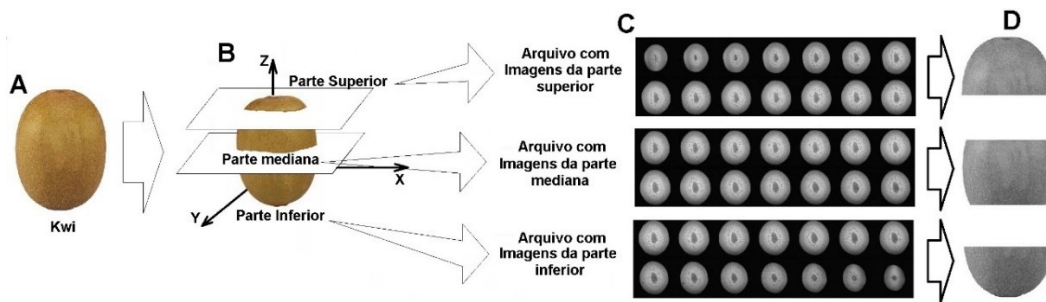


Figura 4.41 — Objeto de estudo (A); (B) Regiões de aquisição; (C) Conjunto de imagens tomográficas de cada região; (D) Reconstrução em 3D de cada região de aquisição.

Em seguida, é necessário exportar e renomear estes arquivos de imagem, em sequência ordinária, atentando para uma sequência de imagem que reconstitua o objeto real em sua forma, em uma única pasta, para gerar a imagem tomográfica total do objeto; a figura 4.42, ilustra o descrito.

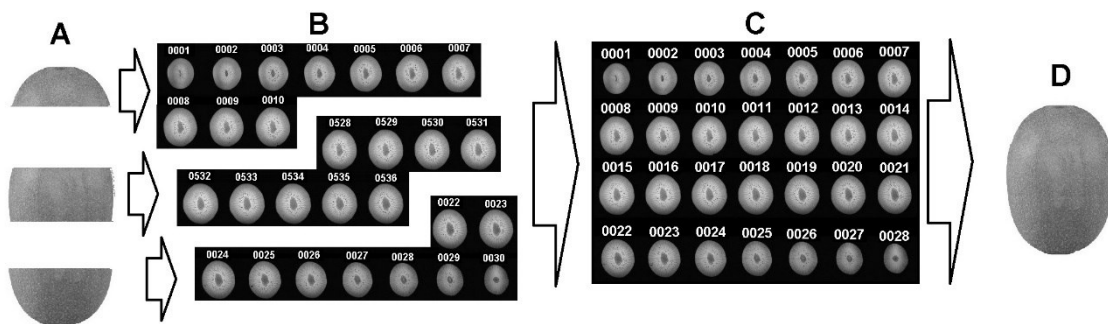


Figura 4.42 — Reconstrução em 3D; (A) Cada parte, limitada pelos *Slices* de intersecção; (B) Conjunto de *Slices* selecionados em cada parte; (C) *Slices* renumerados para reconstrução da imagem tomográfica; (D) Reconstrução em 3D do objeto.

CAPÍTULO V

APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS, ANÁLISE E DISCUSSÃO

Neste capítulo é apresentado os resultados obtidos com a aplicação do sistema tomográfico transportável de Tomografia Computadorizada sobre a escultura, e sua performance.

V.1 – CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA AUTOMATIZADO TRANSPORTÁVEL DE TOMOGRAFIA

V.1.1 – CARACTERIZAÇÃO DO PONTO FOCAL DE TUBO DE RAIOS X

V.1.1.1 – 1º ENSAIO – NA LARGURA DA IMAGEM

Neste ensaio a magnificação projetada é de 21,23, conforme foi calculado e indicado na tabela 4.3 do capítulo IV.

A partir da figura 4.11 é possível obter o valor de intensidade máxima em nível de cinza; foi verificado que os máximos à direita e a esquerda são ligeiramente distintos, optou-se por obter o valor médio entre eles (I_{\max_med}), sendo:

$$I_{\max_med} = \frac{10718 + 10332}{2} \quad (5.1)$$

$$I_{\max_med} = 10525 \quad (5.2)$$

Sendo os valores de intensidade à 90% do nível de cinza ($I_{90\%}$) e de intensidade a 50% do nível de cinza ($I_{50\%}$) indicados na tabela 5.1.

Tabela 5.1 — Intensidade a 90% na largura -1^o ensaio.

PARÂMETRO	INTENSIDADE
$I_{90\%}$	9472,5
$I_{50\%}$	5262,5

No *software ISEE*, existem réguas verticais, verde à esquerda e azul à direita, que auxiliam localizar no gráfico o valor de $I_{90\%} = 9472,5$; para tanto, basta transladá-las na horizontal até o valor de intensidade desejado; entretanto, este traslado não é contínuo, ou seja, os valores de posições da régua são determinadas pela quantidade de *pixels* da imagem; o que implica, em alguns casos, não localizar a régua sobre o valor de intensidade exato; nestes casos são escolhidos os valores mais próximos de $I_{90\%}$ à direita e à esquerda do gráfico, conforme indicado na figura 5.1.

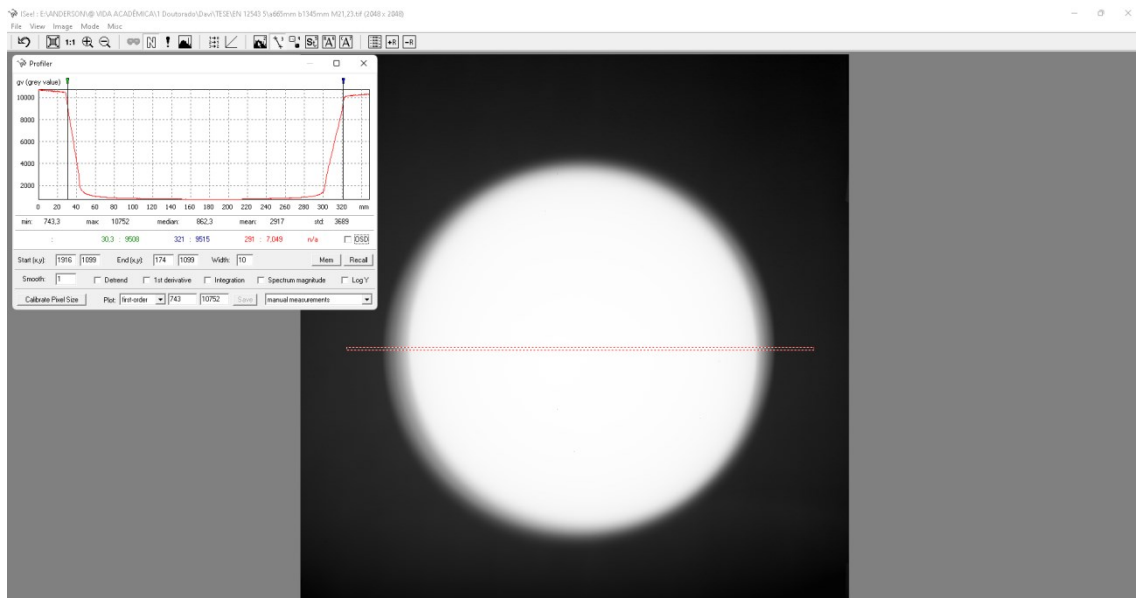


Figura 5.1 — Posições A e D, na largura, relacionada a $I_{90\%}$ no 1^o ensaio.

Os valores obtidos para $I_{90\%}$ seguem identificados na tabela 5.2.

Tabela 5.2 — Intensidade a 90% dos pontos A e D - 1^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
A	9508
D	9515

Definido os pontos A e D mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 90%, é possível identificar os respectivos pontos E e H, indicados na tabela 5.3.

Tabela 5.3 — Pontos ordenados de A e D do 1^o ensaio.

PONTOS	mm
E	30,3
H	321,0

Adotando procedimento análogo sobre a imagem, para a obtenção da intensidade a 50% ($I_{50\%}$), tem-se a imagem da figura 5.2.

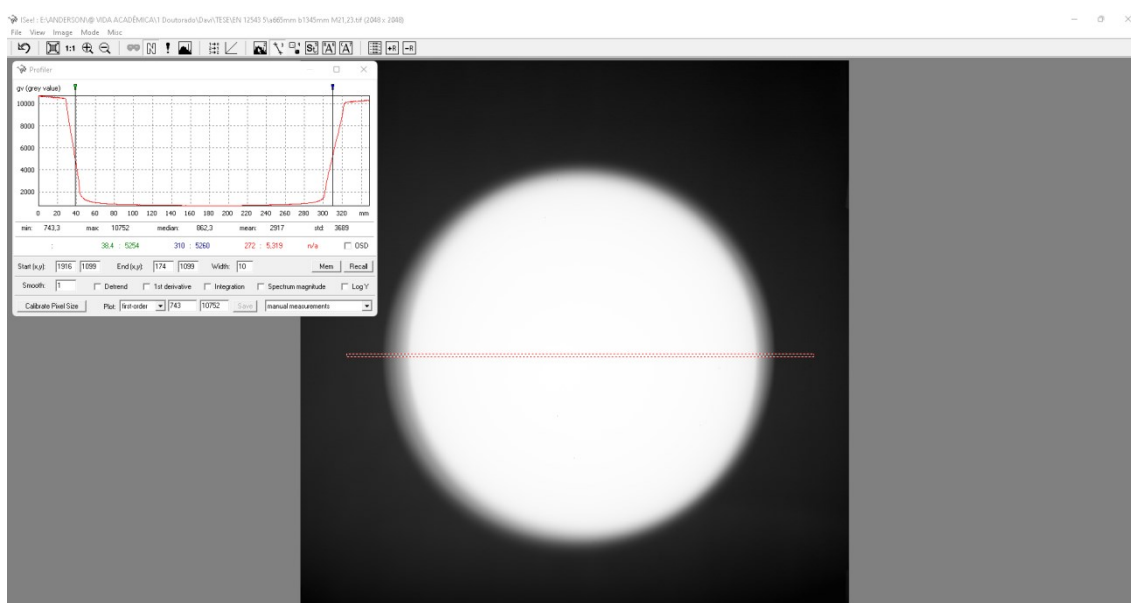


Figura 5.2 — Posições A e D, na largura, relacionada a $I_{50\%}$ no 1^o ensaio.

Analogamente tem-se os pontos B e C, indicados na tabela 5.4.

Tabela 5.4 — Intensidade a 50% na largura - 1^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
B	5254
C	5260

Definido os pontos B e C mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 50%, é possível identificar os respectivos pontos F e G, conforme apresentados na tabela 5.5.

Tabela 5.5 — Pontos ordenados de B e C - 1^o ensaio.

PONTOS	mm
F	38,4
G	310,0

Com a utilização da equação (4.4) obtém-se a magnificação geométrica, conforme calculado nas expressões (5.3) e (5.4).

$$M_w = \frac{310,0 - 38,4}{11,0} \quad (5.3)$$

$$M_w = 24,7 \quad (5.4)$$

Também é possível determinar as distancias \overline{EF} e \overline{GH} , conforme indicado nas expressões (5.5), (5.6), (5.7) e (5.8).

$$\overline{EF} = (38,4 - 30,3)mm \quad (5.5)$$

$$\overline{EF} = 8,1mm \quad (5.6)$$

$$\overline{GH} = (321 - 310)mm \quad (5.7)$$

$$\overline{GH} = 11mm \quad (5.8)$$

O tamanho focal é obtido pela equação (4.6), segue calculado nas expressões (5.9) e (6.0).

$$w = \frac{8,1 + 11}{24,7} \quad (5.9)$$

$$w = 0,8 \quad (6.0)$$

Tendo em vista que o tamanho focal do tubo, indicado pelo fabricante, é de 1mm , o valor obtido indica um parâmetro de certificação quantitativa adequado e que contribui para a obtenção de um ganho efetivo de resolução espacial.

V.1.1.2 – 1^o ENSAIO – NA ALTURA DA IMAGEM

A partir da figura 5.1 é possível obter o valor de intensidade máxima em nível de cinza; foi verificado que os máximos à direita e a esquerda são ligeiramente distintos, optou-se por obter o valor médio entre eles ($I_{\text{max_med}}$), sendo calculado pelas expressões (6.1) e (6.2).

$$I_{\text{max_med}} = \frac{10873 + 10684}{2} \quad (6.1)$$

$$I_{\text{max_med}} = 10778,5 \quad (6.2)$$

Sendo os valores de intensidade à 90% do nível de cinza ($I_{90\%}$) e de intensidade a 50% do nível de cinza ($I_{50\%}$) indicados na tabela 5.6.

Tabela 5.6 — Intensidade na altura a 90% - 1^o ensaio

PARÂMETRO	INTENSIDADE
$I_{90\%}$	9700,65
$I_{50\%}$	5389,25

No *software ISEE*, existem régua verticals, verde à esquerda e azul à direita, que auxiliam localizar no gráfico o valor de $I_{90\%} = 9700,65$; para tanto, basta transladá-las na horizontal até o valor desejado; entretanto, este translado não é contínuo, ou seja, as posições da régua são determinadas pela quantidade de *pixels* da imagem; o que implica, em alguns casos, não localizar a régua sobre o valor de intensidade exato; nestes casos são escolhidos os valores mais próximos de $I_{90\%}$ à direita e à esquerda do gráfico, conforme apresentado na figura 5.3.

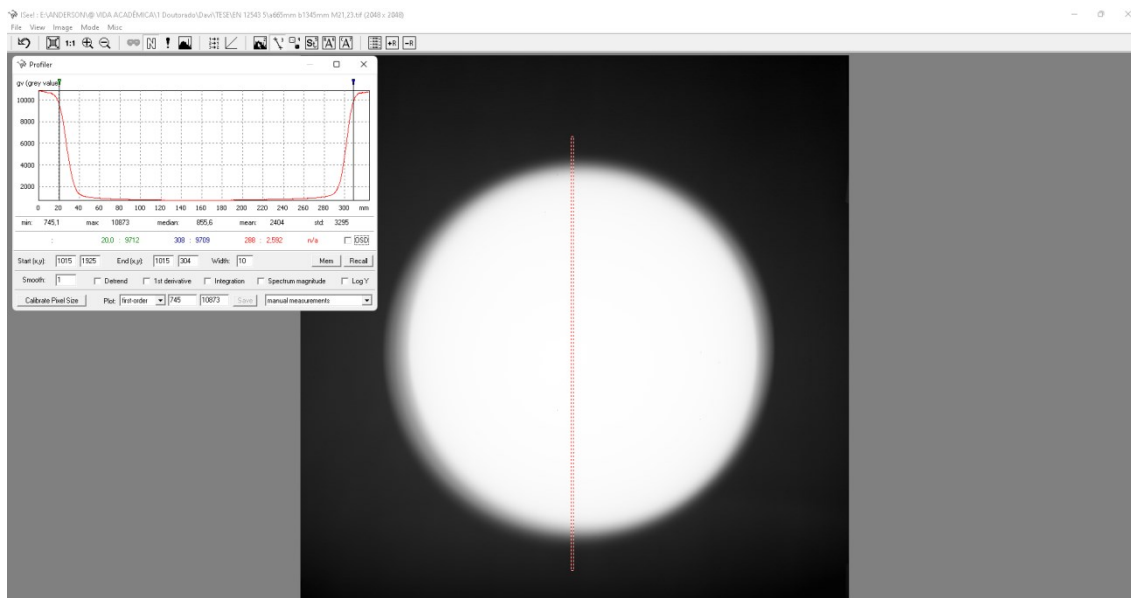


Figura 5.3 — Posições A e D, na altura, relacionada a $I_{90\%}$ no 1^o ensaio.

Os valores obtidos para $I_{90\%}$ seguem identificados na tabela 5.7.

Tabela 5.7 — Intensidade na altura a 90% dos pontos A e D - 1^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
A	9712
D	9709

Definido os pontos A e D mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 90%, é possível identificar os respectivos pontos E e H, conforme tabela 5.8.

Tabela 5.8 — Pontos ordenados de A e D - 1^o ensaio.

PONTOS	mm
E	20,0
H	308,0

Adotando procedimento análogo sobre a imagem para a obtenção da intensidade a 50% ($I_{50\%}$), tem-se os novos valores de B e C, conforme figura 5.4.

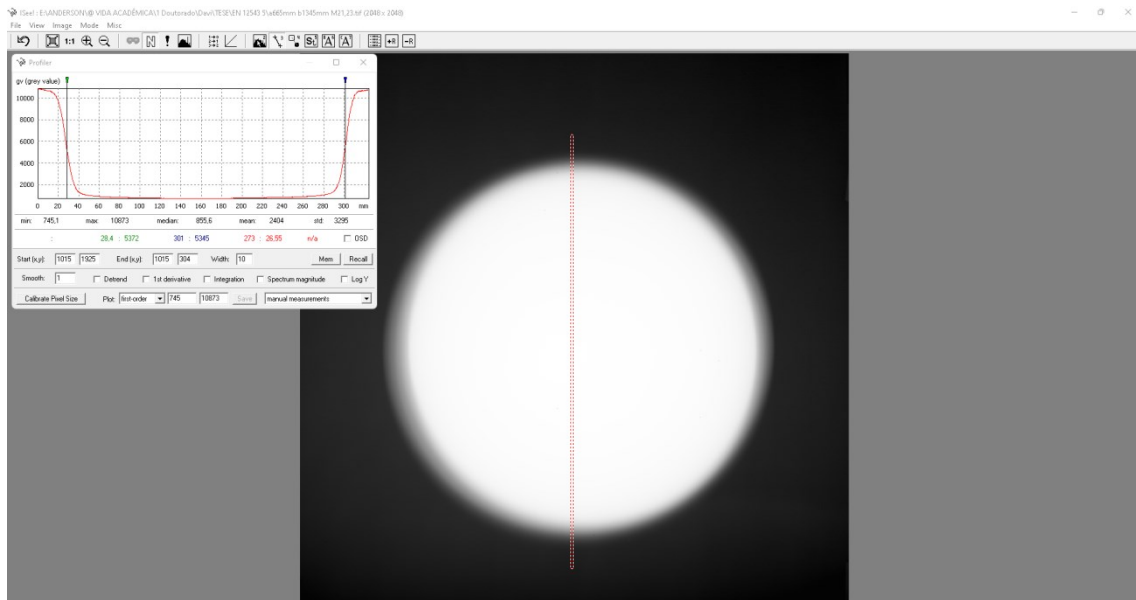


Figura 5.4 — Posições A e D, na altura, relacionada a $I_{50\%}$ no 1^o ensaio.

Os pontos B e C obtidos seguem na tabela 5.9.

Tabela 5.9 — Intensidade a 50% na altura - 1^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
B	5372
C	5345

Definido os pontos B e C mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 50%, é possível identificar os respectivos pontos F e G, conforme indica a tabela 5.10.

Tabela 5.10 — Pontos ordenados de B e C - 1^o ensaio.

PONTOS	mm
F	28,4
G	301

Com a utilização da equação (4.4) obtém-se a magnificação geométrica, esta segue calculada, conforme expressões (6.3) e (6.4).

$$M_l = \frac{301,0 - 28,4}{11,0} \quad (6.3)$$

$$M_l = 24,8 \quad (6.4)$$

Também é possível determinar as distancias \overline{EF} e \overline{GH} , calculados pelas expressões (6.5), (6.6), (6.7) e (6.8).

$$\overline{EF} = (28,4 - 20,0)mm \quad (6.5)$$

$$\overline{EF} = 8,4 \text{ mm} \quad (6.6)$$

$$\overline{GH} = (308 - 301)mm \quad (6.7)$$

$$\overline{GH} = 7mm \quad (6.8)$$

O tamanho focal é obtido pela equação (4.7), é calculado conforme expressões (6.9) e (6.10).

$$l = \frac{8,4 + 7}{24,8} \quad (6.9)$$

$$l = 0,6mm \quad (6.10)$$

Tendo em vista que o tamanho focal do tubo, indicado pelo fabricante, é de 1mm, o valor obtido ($l = 0,6mm$), na expressão (6.10), na avaliação da altura da imagem é menor que o valor obtido para o tamanho focal na largura da imagem ($w = 0,8$) pela expressão (6.0); em princípio é um resultado coerente pois na imagem é possível identificar menor penumbra na direção vertical da imagem que na horizontal da imagem.

V.1.1.3 – 2º ENSAIO – NA LARGURA DA IMAGEM

Neste ensaio a magnificação projetada é de 20,78, conforme foi calculado e indicado na tabela 4.4 do capítulo IV.

A partir da figura 4.13 é possível obter o valor de intensidade máxima em nível de cinza; foi verificado que os máximos à direita e a esquerda são ligeiramente distintos,

optou-se por obter o valor médio entre eles (I_{\max_med}), calculado nas expressões (6.11) e (6.12).

$$I_{\max_med} = \frac{10133 + 10618}{2} \quad (6.11)$$

$$I_{\max_med} = 10375.5 \quad (6.12)$$

Sendo os valores de intensidade à 90% do nível de cinza ($I_{90\%}$) e de intensidade a 50% do nível de cinza ($I_{50\%}$) indicados na tabela 5.11.

Tabela 5.11 — Intensidade na largura a 90% - 2^o ensaio.

PARÂMETRO	INTENSIDADE
$I_{90\%}$	9337,95
$I_{50\%}$	5187,75

No *software ISEE*, existem réguas verticais, verde à esquerda e azul à direita, que auxiliam localizar no gráfico o valor de $I_{90\%} = 9337,95$; para tanto, basta transladá-las na horizontal até o valor desejado; entretanto, este translado não é contínuo, ou seja, as posições da régua são determinadas pela quantidade de *pixels* da imagem; o que implica, em alguns casos, não localizar a régua sobre o valor de intensidade exato; nestes casos são escolhidos os valores mais próximos de $I_{90\%}$ à direita e à esquerda do gráfico, conforme indicado na figura 5.5.

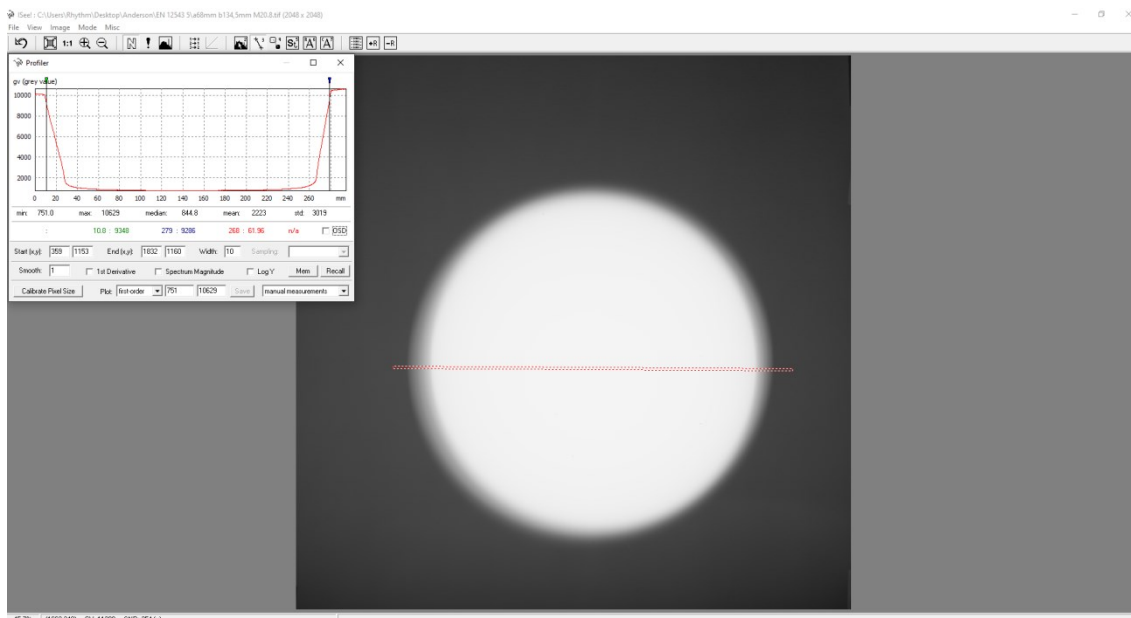


Figura 5.5 — Posições A e D, na largura, relacionada a $I_{90\%}$ no 2^o ensaio.

Os valores obtidos para $I_{90\%}$ seguem identificados na tabela 5.12.

Tabela 5.12 — Intensidade a 90% dos pontos A e D - 2^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
A	9348
D	9286

Definido os pontos A e D mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 90%, é possível identificar os respectivos pontos E e H, conforme tabela 5.13.

Tabela 5.13 — Pontos ordenados de A e D do 2^o ensaio.

PONTOS	mm
E	10,8
H	279

Adotando procedimento análogo sobre a imagem da figura 5.5, para a obtenção da intensidade a 50% ($I_{50\%}$), obtém-se a imagem apresentada na figura 5.6.

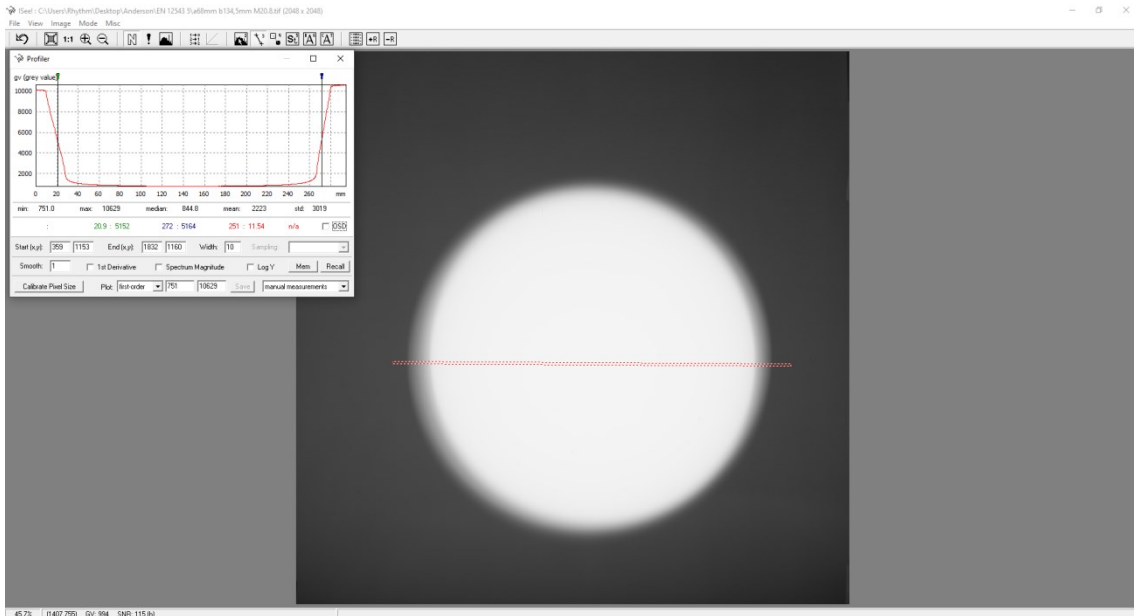


Figura 5.6 — Posições A e D, na largura, relacionada a $I_{50\%}$ no 2^o ensaio.

Em que é possível obter os valores dos pontos B e C, conforme indicado na tabela 5.14.

Tabela 5.14 — Intensidade a 50% na largura da imagem - 2^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
B	5152
C	5164

Definido os pontos B e C mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 50%, é possível identificar os respectivos pontos F e G, apresentados na tabela 5.15.

Tabela 5.15 — Pontos ordenados de B e C - 2^o ensaio.

PONTOS	mm
F	20,9
G	272

Com a utilização da equação (4.4) obtém-se a magnificação geométrica, calculada pelas expressões (6.13) e (6.14).

$$M_w = \frac{272 - 20,9}{11,0} \quad (6.13)$$

$$M_w = 22,8 \quad (6.14)$$

Também é possível determinar as distancias \overline{EF} e \overline{GH} , conforme indicado nas expressões (6.15), (6.16), (6.17) e (6.18).

$$\overline{EF} = (20,9 - 10,8)mm \quad (6.15)$$

$$\overline{EF} = 10,1mm \quad (6.16)$$

$$\overline{GH} = (279 - 272)mm \quad (6.17)$$

$$\overline{GH} = 7,0mm \quad (6.18)$$

O tamanho focal é obtido pela equação (4.6), e calculado conforme as expressões (6.19) e (6.20).

$$w = \frac{10,1 + 7,0}{22,8} \quad (6.19)$$

$$w = 0,7mm \quad (6.20)$$

Corroborando o resultado do 1^o ensaio, o resultado obtido neste ensaio indica um tamanho focal do tubo adequado para imagens com boa resolução espacial e manteve um resultado inferior ao tamanho focal indicado pelo fabricante, de 1mm.

V.1.1.4 – 2^o ENSAIO – NA ALTURA DA IMAGEM

A partir da figura 4.14 é possível obter o valor de intensidade máxima em nível de cinza; foi verificado que os máximos à direita e a esquerda são ligeiramente distintos,

optou-se por obter o valor médio entre eles (I_{\max_med}), sendo calculado pelas expressões (6.21) e (6.22).

$$I_{\max_med} = \frac{10617 + 10866}{2} \quad (6.21)$$

$$I_{\max_med} = 10741,5 \quad (6.22)$$

Sendo os valores de intensidade à 90% do nível de cinza ($I_{90\%}$) e de intensidade a 50% do nível de cinza ($I_{50\%}$) indicados na tabela 5.16.

Tabela 5.16 — Intensidade na altura a 50% e 90% - 2^o ensaio.

PARÂMETRO	INTENSIDADE
$I_{90\%}$	9667,35
$I_{50\%}$	5370,75

No *software ISEE*, existem réguas verticais, verde à esquerda e azul à direita, que auxiliam localizar no gráfico o valor de $I_{90\%} = 9667.35$; para tanto, basta transladá-las na horizontal até o valor desejado; entretanto, este translado não é contínuo, ou seja, as posições da régua são determinadas pela quantidade de *pixels* da imagem; o que implica, em alguns casos, não localizar a régua sobre o valor de intensidade exato; nestes casos são escolhidos os valores mais próximos de $I_{90\%}$ à direita e à esquerda do gráfico, conforme apresentado na figura 5.7.

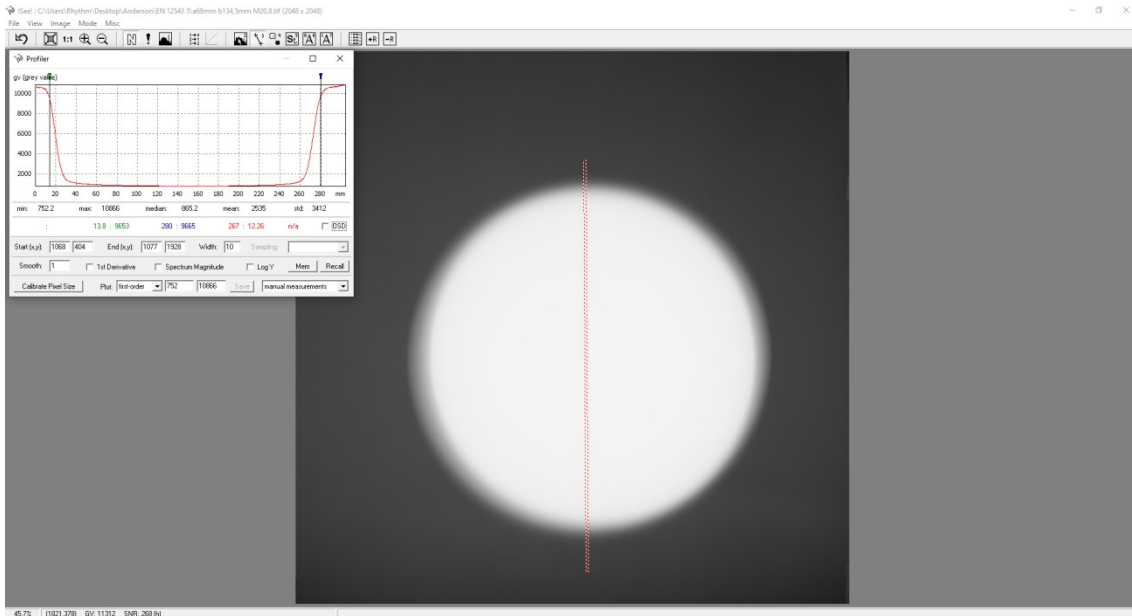


Figura 5.7 — Posições A e D, na altura, relacionada a $I_{90\%}$ no 2^o ensaio.

Os valores obtidos para $I_{90\%}$ seguem identificados na tabela 5.17.

Tabela 5.17 — Intensidade na altura a 90% - 2^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
A	9653
D	9665

Definido os pontos A e D mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 90%, é possível identificar os respectivos pontos E e H, conforme apresentados na tabela 5.18.

Tabela 5.18 — Pontos ordenados de A e D - 2^o ensaio.

PONTOS	mm
E	13,8
H	280,0

Adotando procedimento análogo sobre a imagem da figura 5.7, para a obtenção da intensidade a 50% ($I_{50\%}$), foi capturado a imagem apresentada na figura 5.8.

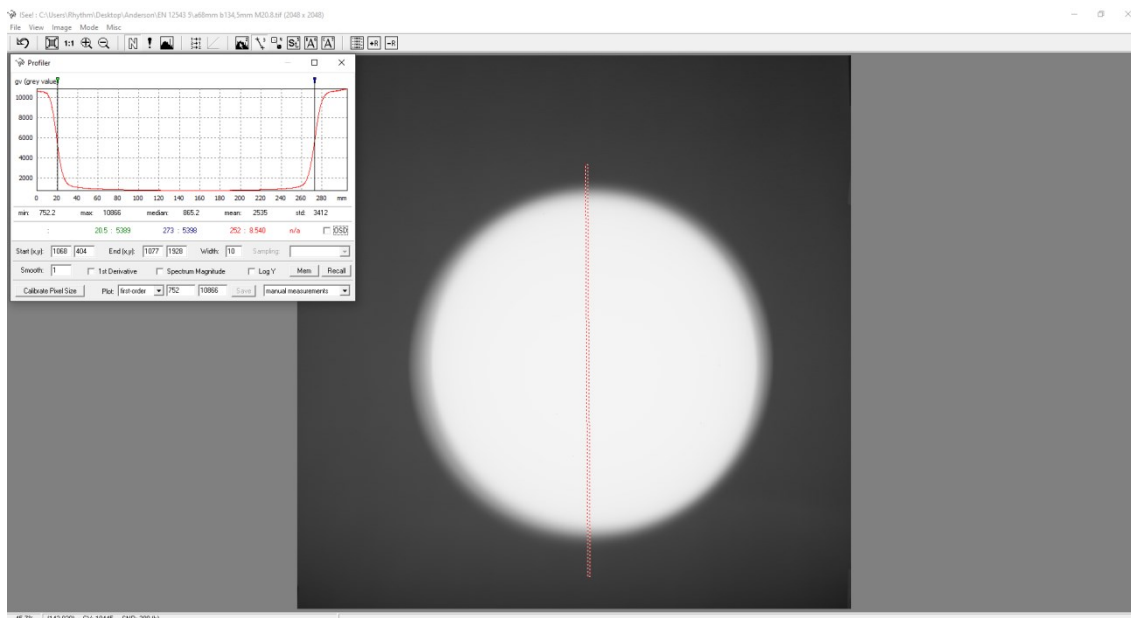


Figura 5.8 — Posições A e D, na altura, relacionada a $I_{50\%}$ no 2^o ensaio.

A partir da figura 5.8 é possível obter os pontos B e C, conforme apresentados na tabela 5.19.

Tabela 5.19 — Intensidade na altura a 50% - 2^o ensaio.

PONTOS	INTENSIDADE
B	5389
C	5398

Definido os pontos B e C mais próximos do valor da intensidade, em nível de cinza, a 50%, é possível identificar os respectivos pontos F e G, e apresentados na tabela 5.20.

Tabela 5.20 — Pontos ordenados de B e C - 2^o ensaio.

PONTOS	mm
F	20,5
G	273

Com a utilização da equação (4.4) obtém-se a magnificação geométrica, conforme as expressões (6.23) e (6.24).

$$M_l = \frac{273 - 20,5}{11,0} \quad (6.23)$$

$$M_l = 23,0 \quad (6.24)$$

Também é possível determinar as distancias \overline{EF} e \overline{GH} , conforme indicado nas expressões (6.25), (6.26), (6.27) e (6.28).

$$\overline{EF} = (20,5 - 13,8)mm \quad (6.25)$$

$$\overline{EF} = 6,7 \text{ mm} \quad (6.26)$$

$$\overline{GH} = (280 - 273)mm \quad (6.27)$$

$$\overline{GH} = 7,0mm \quad (6.28)$$

O tamanho focal é obtido pela equação (4.7), é calculado nas expressões (6.29) e (6.30).

$$l = \frac{6,7 + 7,0}{23,0} \quad (6.29)$$

$$l = 0,6mm \quad (6.30)$$

Este último resultado é igual ao resultado obtido no primeiro ensaio, isto indica a consistência entre as medidas de tamanho focal na altura da imagem.

Desta maneira é possível estabelecer o ponto focal médio do tubo de raios X para a largura da imagem ($w_{médio}$) e o tamanho focal médio para a altura da imagem ($l_{médio}$), conforme explicitado nas equações (6.31) e (6.32).

$$w_{médio} = \frac{w_{1^o \text{ ensaio}} + w_{2^o \text{ ensaio}}}{2} \quad (6.31)$$

$$l_{m\u00e9dio} = \frac{l_{1^o\ ensaio} + l_{2^o\ ensaio}}{2} \quad (6.32)$$

Assim, aplicando os valores num\u00e9ricos nas equa\u00e7\u00f5es (6.31) e (6.32), tem-se as express\u00f5es (6.33), (6.34), (6.35) e (6.36).

$$w_{m\u00e9dio} = \frac{0,8 + 0,7}{2} \quad (6.33)$$

$$w_{m\u00e9dio} = 0,75mm \quad (6.34)$$

$$l_{m\u00e9dio} = \frac{0,6 + 0,6}{2} \quad (6.35)$$

$$l_{m\u00e9dio} = 0,6mm \quad (6.36)$$

Na tabela 5.21, o resumo dos valores de tamanho focal obtidos.

Tabela 5.21 — Tamanhos focais m\u00e9dios obtidos pelo 1^o e 2^o ensaios

Dire\u00e7\u00e3o	Tamanho focal m\u00e9dio (<i>mm</i>)	Desvio Padr\u00e3o (<i>mm</i>)
Largura (<i>w</i>)	0,75	0,05
Altura (<i>l</i>)	0,60	0,00

V.1.2 – MTF E SR

V.1.2.1 – MTF E SR SEGUNDO A NORMA ASTM 1695-95 (2001)

Para o c\u00e1lculo da MTF foram selecionadas 16 regi\u00f5es de an\u00e1lise (ROI), sobre a imagem tomogr\u00e1fica, de um *slice* na altura m\u00e9dia da pastilha cil\u00edndrica de PVC, conforme ilustra a figura 5.9.

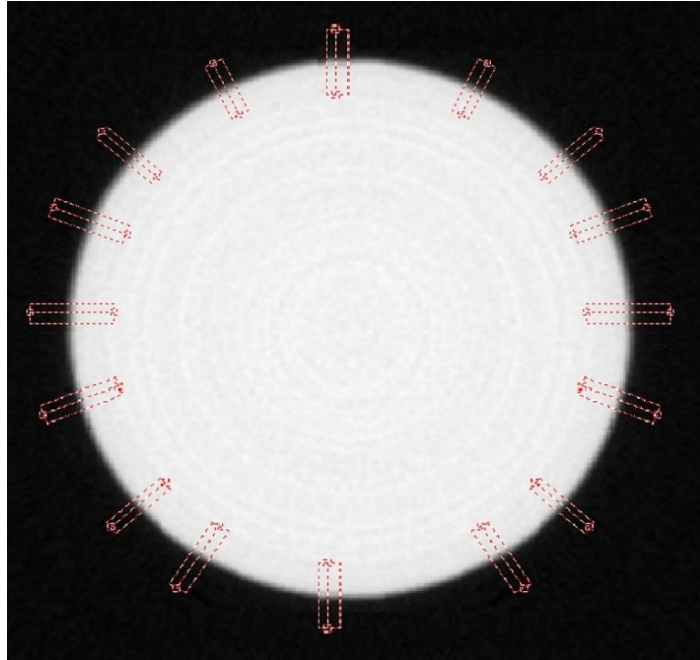


Figura 5.9 — Regiões de análise em *slice* de imagem tomográfica.

A partir dos valores de pares de linhas por milímetro (lp/mm), em cada um dos trechos de análise (ROI) indicados na figura 5.9, para a $MTF_{10\%}$ e listados na tabela 5.22; com isto, será possível calcular o valor da MTF média (\overline{MTF}) e seu desvio padrão (DP).

Tabela 5.22 — Valores de MTF a 10% da intensidade máxima.

MEDIDA	$MTF_{10\%}$ (lp/mm)
1	1,23
2	1,34
3	1,29
4	1,33
5	1,25
6	1,19
7	1,26
8	1,29
9	1,37
10	1,42
11	1,17
12	1,32
13	1,25
14	1,07
15	1,07
16	1,17

Assim tem-se:

$$\overline{MTF}_{10\%} = 1,25 \quad (6.37)$$

$$DP = 0,10 \quad (6.38)$$

A resolução espacial média será (\overline{SR}), conforme a equação (5.1), segue calculada pelas expressões (6.39) e (6.40).

$$\overline{SR} = \frac{1}{2 \times 1,25} \quad (6.39)$$

$$\overline{SR} = 0,4 \text{ mm ou } \overline{SR} = 400 \mu\text{m} \quad (6.40)$$

O valor obtido pela equação (6.40) é bom e suficiente para identificar defeitos em esculturas que estejam distantes de no mínimo $400\ \mu m$, para esta distância é possível identificar, por exemplo pequenas trincas e fissuras em uma escultura.

V.1.3 – DETERMINAÇÃO DE TAMANHO DE DEFEITOS POR DIFERENCIAÇÃO DE PICOS EM NÍVEL DE CINZA.

Na análise do *IQI B*, para passos de 1° , foi possível distinguir os furos da sexta linha, conforme pode ser observado na figura 5.10.

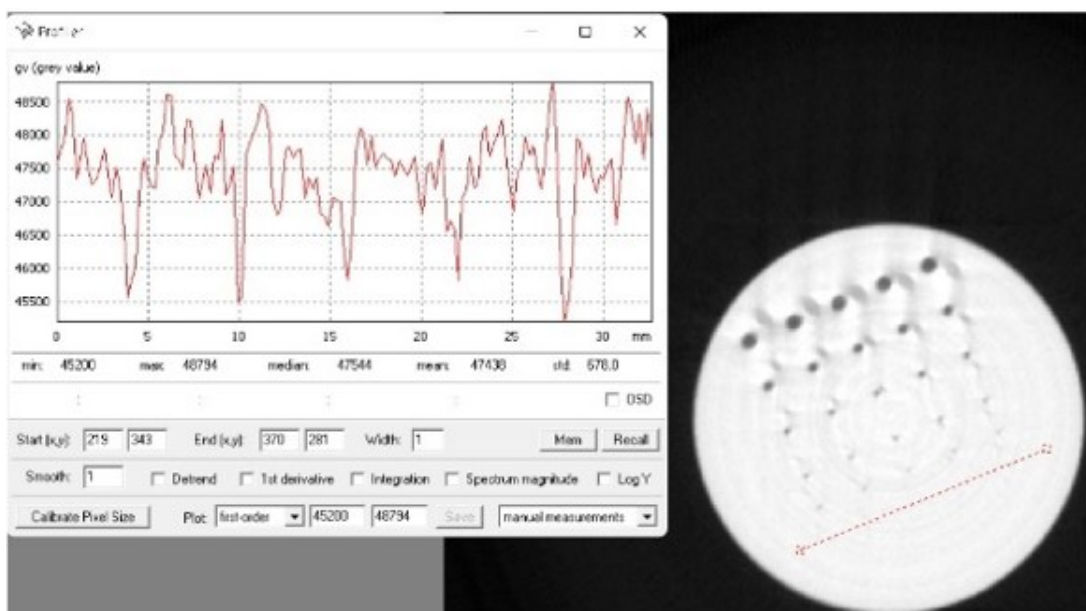


Figura 5.10 — Análise da 6^o linha, em *slice* de imagem tomográfica IQI-B.

O que caracteriza uma distinção entre defeitos que possuam um tamanho de, no mínimo $0,2mm$ ou $200\ \mu m$.

Na análise do *IQI B*, para passos de 5° , foi possível distinguir os furos da quinta linha, conforme pode ser observado na figura 5.11.

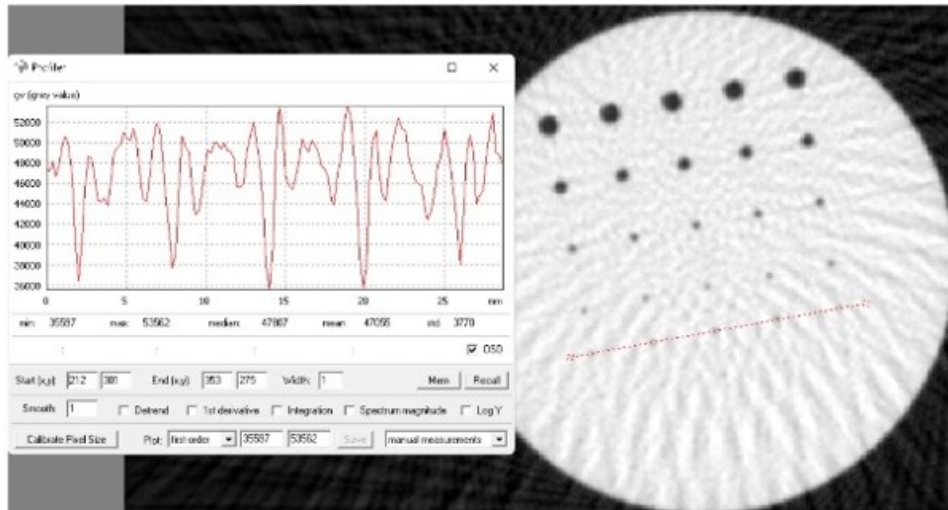


Figura 5.11 — Análise da 5^o linha, em *slice* de imagem tomográfica IQI-B.

O que caracteriza uma distinção entre defeitos que possuam um tamanho de, no mínimo $300\mu\text{m}$.

Na análise do *IQI B*, para passos de 10° , foi possível distinguir os furos da quarta linha, conforme pode ser observado na figura 5.12.

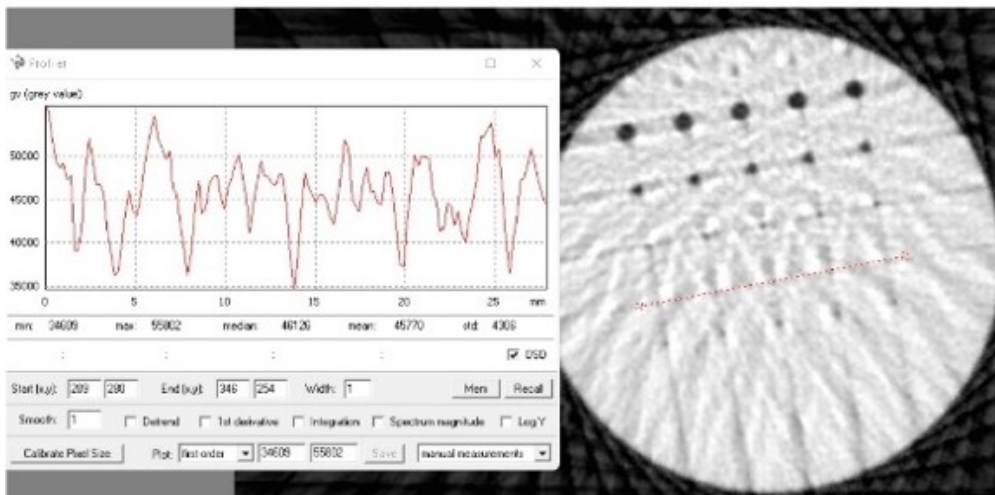


Figura 5.12 — Análise da 4^o linha, em *slice* de imagem tomográfica IQI-B.

O que caracteriza uma distinção entre defeitos que possuam um tamanho de, no mínimo $400\mu\text{m}$.

Conforme pode ser constatado, na medida em que é aumentado o passo angular a distinção entre defeitos consecutivos ocorre para distâncias maiores, entretanto cabe ressaltar que para o ângulo de 10° , para fins de detecção de defeitos em esculturas, a distinção de $0,4\text{mm}$ em distância, atende satisfatoriamente para uma caracterização

tomográfica, o que implica na economia de tempo de aquisição e no menor custo para sua realização.

Na análise do *IQI C*, para passos de 1° , foi possível distinguir os furos do quinto par de linhas, conforme pode ser observado na figura 5.13.

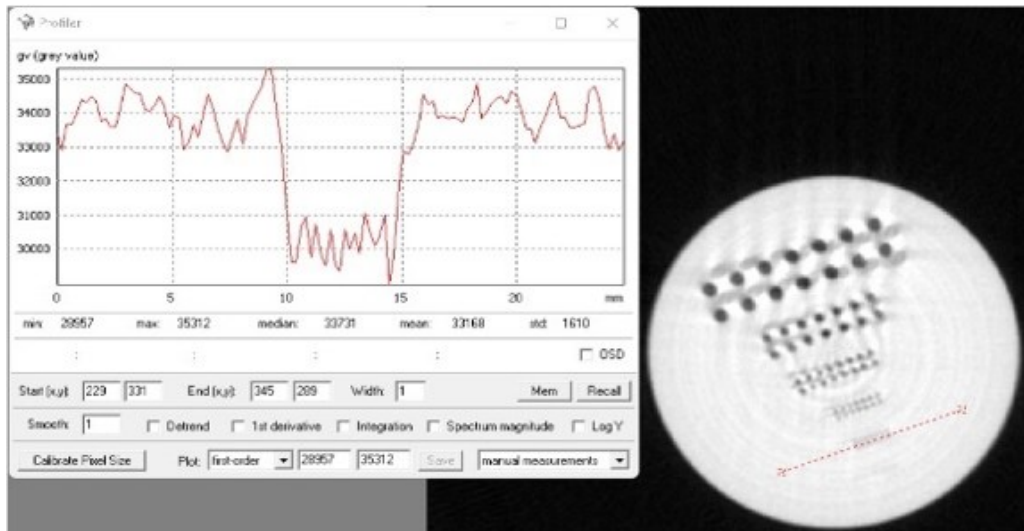


Figura 5.13 — Análise da 5° linha, em *slice* de imagem tomográfica IQI-C.

O que caracteriza uma distinção entre defeitos que possuam um tamanho de, no mínimo $300\mu\text{m}$.

Na análise do *IQI C*, para passos de 5° , foi possível distinguir os furos do quarto par de linhas, conforme pode ser observado na figura 5.14.

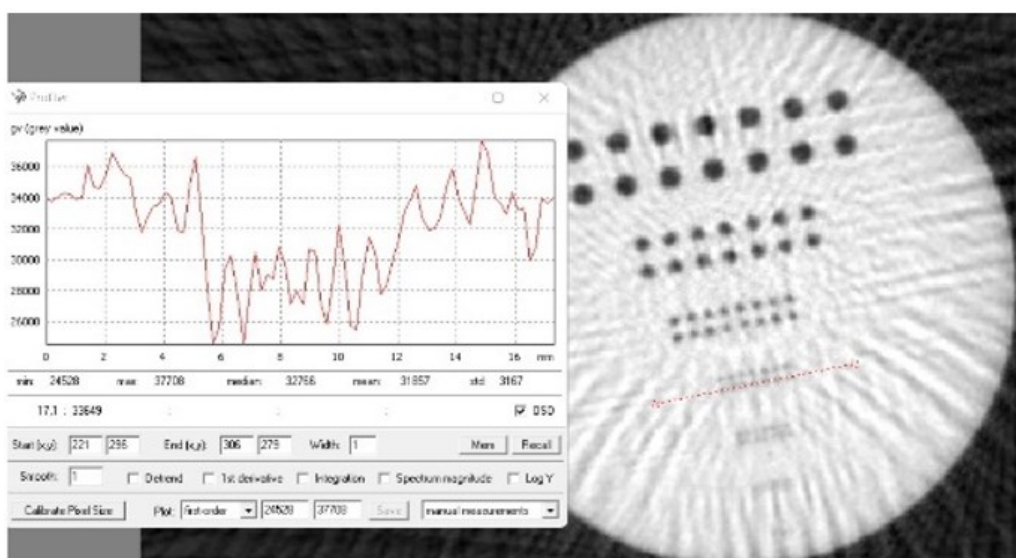


Figura 5.14 — Análise da 4° linha, em *slice* de imagem tomográfica IQI-C.

O que caracteriza uma distinção entre defeitos que possuam um tamanho de, no mínimo $400\mu m$.

Na análise do *IQI C*, para passos de 10^0 , foi possível distinguir os furos do terceiro par de linhas, conforme pode ser observado na figura 5.15.

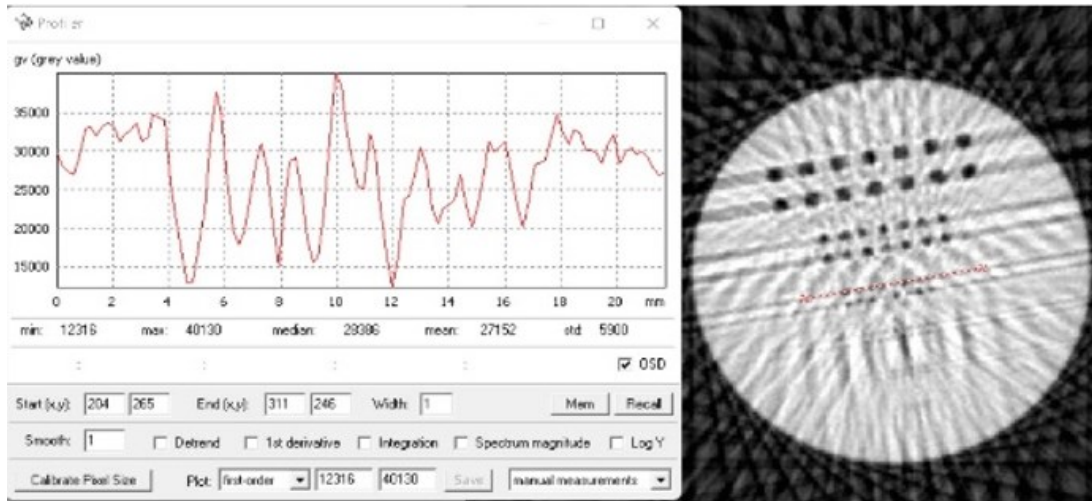


Figura 5.15 — Análise da 3^o linha, em *slice* de imagem tomográfica *IQI-C*.

O que caracteriza uma distinção entre defeitos que possuam um tamanho de, no mínimo $600\mu m$.

Conforme pode ser constatado, na medida em que é aumentado o passo angular a distinção entre defeitos consecutivos ocorre para distâncias maiores, entretanto cabe ressaltar que para o ângulo de 10^0 , para fins de detecção de defeitos em esculturas, a distinção de $600\mu m$ em distância, pode atender uma caracterização tomográfica, que necessita de menor tempo de aquisição, por exemplo para ter uma prévia de resultados que indique a necessidade de alteração no passo angular de aquisição.

Em resumo a diferenciação de defeitos, por picos em nível de cinza, de acordo com o tipo de *IQI* e o ângulo de aquisição para a geração das imagens tomográficas estão elencados na tabela 5.23.

Tabela 5.23 — Diferenciação de defeitos por passo angular.

Indicador de Qualidade de Imagem	Diferenciação de defeitos, em μm , para passos angulares determinados		
	1^0	5^0	10^0
<i>IQI B</i>	200	300	400
<i>IQI C</i>	300	400	600

V.1.4 — CARACTERIZAÇÃO QUANTITATIVA E QUALITATIVA POR TOMOGRAFIA EM INDICADORES DE QUALIDADE DE IMAGEM

Para a obtenção da imagem tomográfica dos indicadores de qualidade, A, B e C, optou-se por empilhá-los, e obter uma única aquisição em 360° , para os passos angulares de 1° , 5° e 10° .

No caso da imagem tomográfica, obtida a partir da utilização do *software* CTAnalyser v.1.18, para obter as informações do IQI de interesse, é possível variar sobre o maior comprimento do conjunto e selecionar a imagem do IQI de interesse.

Um outro recurso do *software* CTAnalyser v.1.18, é a possibilidade de selecionar apenas o volume de imagem que contenha um dos IQI's, em que é possível visualizar as regiões que contém os furos.

Na figura 5.16, o IQI-B em destaque.



Figura 5.16 — IQI-B em imagem tomográfica em passos de 1° .

De maneira análoga é possível destacar apenas o *slice* que contém a imagem tomográfica do IQI-C, conforme a figura 5.17.



Figura 5.17 — IQI-C em imagem tomográfica em passos de 1° .

Ainda com o *software* CTAnalyser v.1.18, é possível o uso da técnica de segmentação, em que é possível destacar em cores as regiões de interesse, nas imagens tomográficas dos IQIs, neste caso os vazios; conforme a figura 5.18.

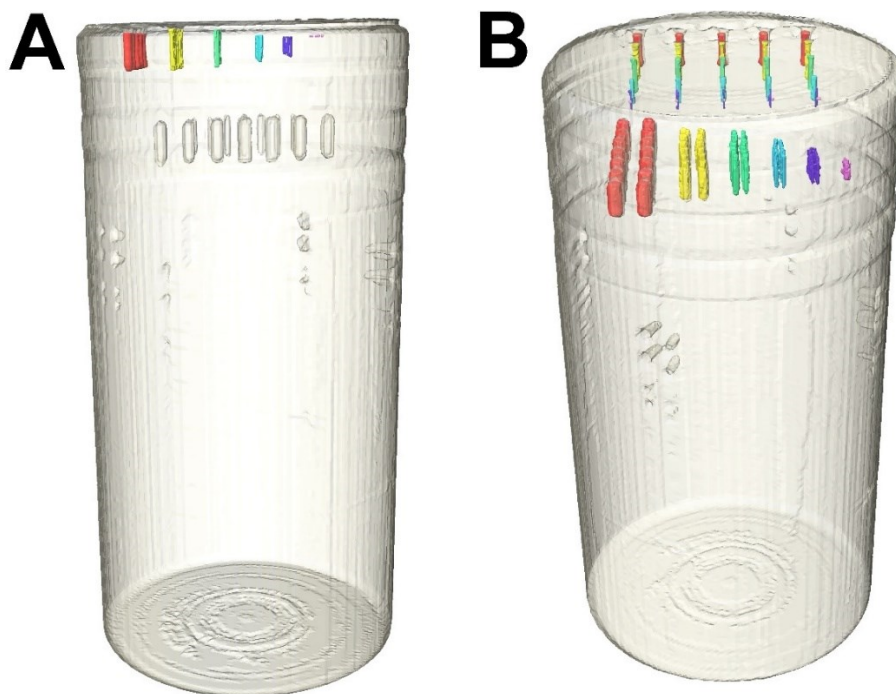


Figura 5.18 — Em passos de 1° (A) Imagem tomográfica de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A em destaque colorido; (B) Imagem tomográfica de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A e IQI-B em destaques coloridos.

A partir da segmentação, o *software* CTAnalyser v.1.18 possibilita obter o valor do volume total (v_T), em cada fileira que contém os furos, com sua incerteza associada;

esta, dada pelo respectivo desvio padrão. Sendo assim, para obter o valor do volume individual em cada furo (v_i), basta dividir o valor do volume total, em cada fileira, pelo número de furos contidos nela (N), segundo a equação (6.41).

$$v_i = \frac{v_T}{N} \quad (6.41)$$

Desta maneira, a incerteza do volume individual (σ_{vi}) do furo será dada pela equação (6.42).

$$\sigma_{vi} = V_i * \sigma_{vT} / V_T \quad (6.42)$$

Importante destacar que os valores dos volumes individuais, para ambos os IQI's, no passo angular de um grau (1^0) serão considerados como os valores reais, pois é a melhor imagem tomográfica que o sistema pode oferecer; sendo assim, fornece os melhores resultados para fins de análise, sejam estes qualitativos ou quantitativos.

Dado o proposto, para os passos angulares de 5^0 e de 10^0 , apesar de os volumes totais continuarem serem obtidos pelo *software* CTAnalyser v.1.18, as incertezas para os referidos passos angulares terão maior significado quando substituídas pelo erro percentual; pois, neste caso, referem-se ao valor da imprecisão de uma medida, em relação a um valor padronizado, denominado valor real, e que são os valores para o passo angular de 1^0 , em cada fileira de furos; a obtenção da incerteza será dada pela equação (6.43).

$$\delta_{vi} = \frac{v_i - v_{1^0}}{v_{1^0}} * 100\% \quad (6.43)$$

Onde:

δ_{vi} : Erro percentual absoluto;

v_i : Volume individual;

v_{1^0} : Valor real de volume obtido em 1^0 .

V.1.4.1 — CARACTERIZAÇÃO PARA O PASSO ANGULAR DE 1^0

O processo de binarização possibilita o destaque das regiões em que ocorrem os furos nos IQI's, além disto, também é possível a quantificação em volume dos mesmos; isto possibilita mensurar a quantidade de ausência de material PVC, na figura 5.19 os volumes destacados no IQI-B.

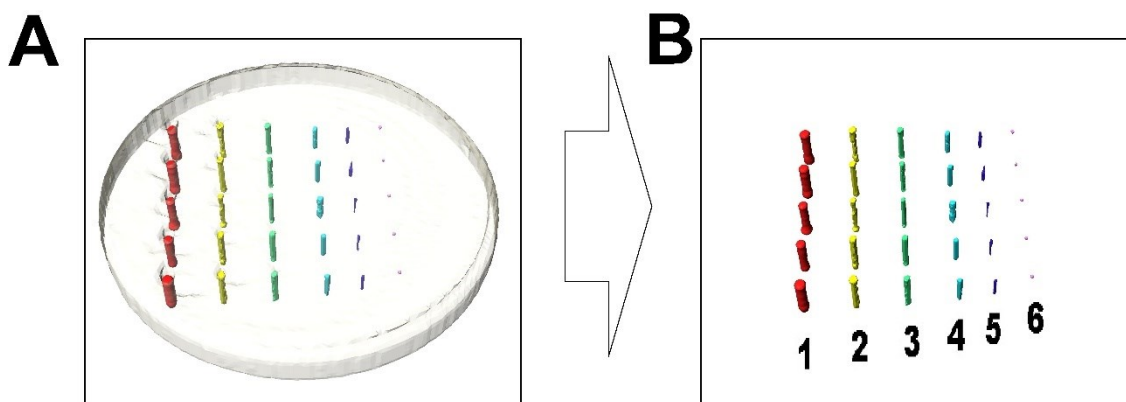


Figura 5.19 — Em passos de 1^o (A) Imagem tomográfica de IQI-B, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-B com volumes em destaque.

O *software* CTAnalyser v.1.18 possibilita o valor do volume total, em cada linha que contém os furos e a incerteza associada, conforme indicado na tabela 5.24.

Tabela 5.24 — Volume total por linha de furos (IQI-B).

Linha de furos do maior para o menor diâmetro	Volume total (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1	25,086	0,321
2	5,763	0,164
3	4,337	0,103
4	2,967	0,162
5	0,511	0,152
6	0,124	0,000

Na tabela 5.25, os volumes individuais e suas respectivas incertezas.

Tabela 5.25 — Volume individual médio de furo (IQI-B).

Diâmetro dos furos (mm)	Volume individual médio (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1,6	5,017	0,064
1,0	1,153	0,033
0,6	0,867	0,021
0,4	0,593	0,032
0,3	0,102	0,030
0,2	0,025	—

Aplicando o mesmo conjunto de técnicas sobre o IQI-C, tem-se a imagem da figura 5.20.

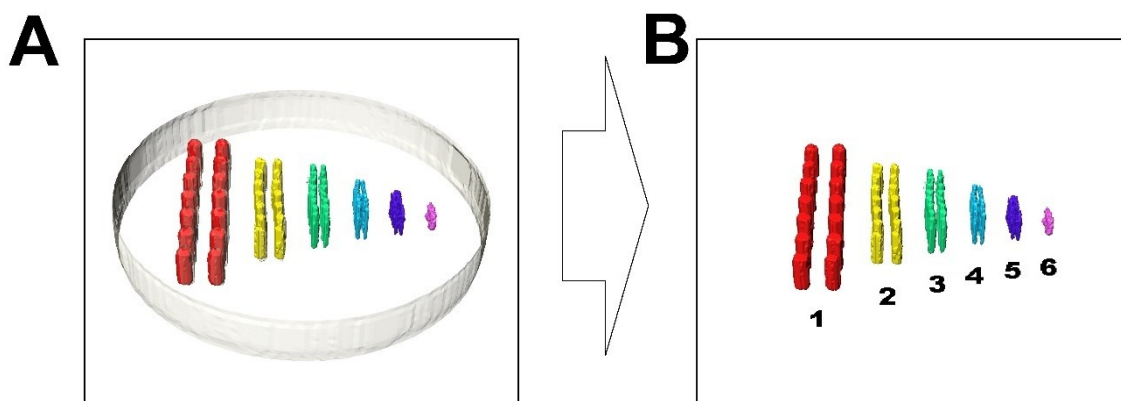


Figura 5.20 — Em passos de 1^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-C, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-C com volumes em destaque.

Conforme foi feito anteriormente, tem-se a tabela 5.26 apresenta os volumes totais em cada par de linhas do IQI-C e suas respectivas incertezas.

Tabela 5.26 — Volume total por linha de furos (IQI-C).

Linha de furos do maior para o menor diâmetro	Volume total (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1	87,000	0,182
2	35,701	0,091
3	23,235	0,086
4	8,608	0,053
5	7,995	0,000
6	2,295	0,000

A tabela 5.27 indica o volume médio individual de cada furo, tal qual a incerteza associada.

Tabela 5.27 — Volume individual médio de furo (IQI-C).

Diâmetro dos furos (mm)	Volume individual médio (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1,6	6,214	0,013
1,0	2,550	0,007
0,6	1,660	0,006
0,4	0,615	0,004
0,3	0,571	0,000
0,2	0,164	0,000

V.1.4.2 — CARACTERIZAÇÃO PARA O PASSO ANGULAR DE 5°.

Conforme dito, o processo de binarização possibilita o destaque das regiões em que ocorrem os furos nos IQI's, conforme destacado na figura 5.21.

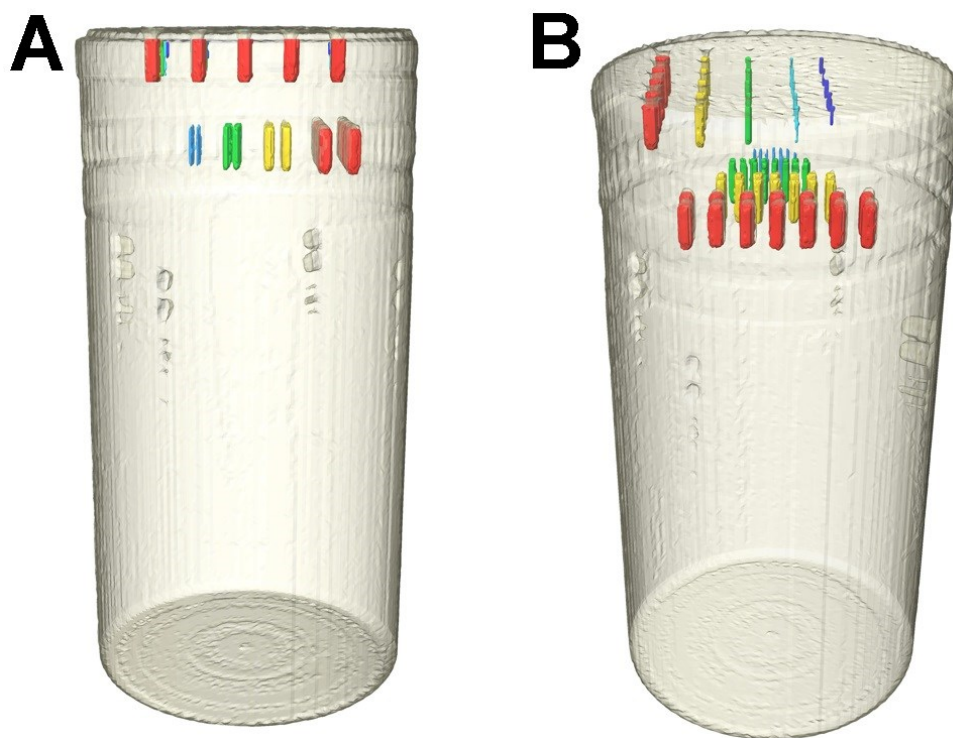


Figura 5.21 — Em passos de 5^0 (A) Imagem tomográfica de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A e IQI-B em destaques coloridos; (B) Imagem tomográfica de IQI's empilhados em vista perspectiva.

Também é possível a quantificação em volume dos mesmos; isto possibilita mensurar a quantidade de ausência de material PVC, na figura 5.22 os volumes destacados no IQI-B.

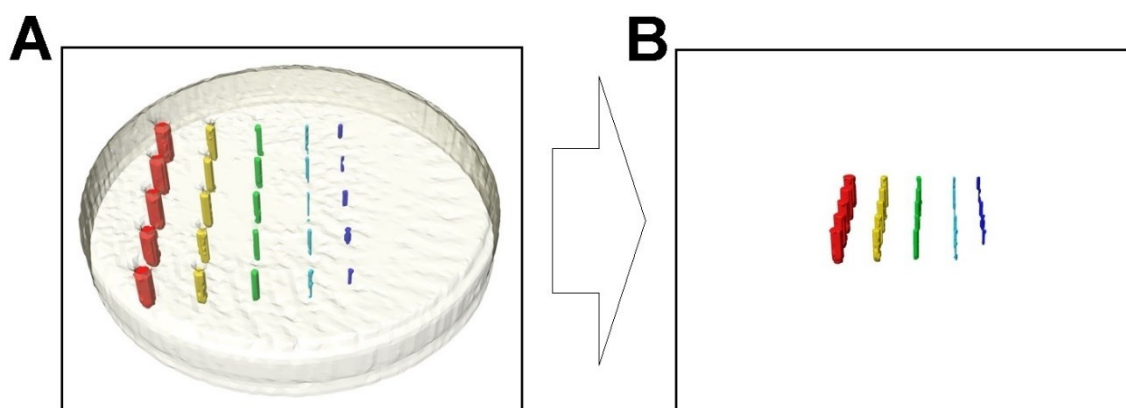


Figura 5.22 — Em passos de 5^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-B, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-B com volumes em destaque.

Na tabela 5.28, os volumes obtidos pelo *software*.

Tabela 5.28 — 5^o Volume total por linha de furos (IQI-B).

Linha de furos do maior para o menor diâmetro	Volume total (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1	24,37	0,20
2	5,31	0,14
3	2,31	0,16
4	1,02	0,06
5	0,25	0,00
6	—	—

Na tabela 5.28, é possível verificar que para um passo angular de 5^o não foi possível obter o volume total, a partir do *software*, para a linha 6 de furos, pois na imagem tomográfica não é possível identificar os vazios correspondentes.

Na tabela 5.29, os volumes individuais e seus erros relativos absolutos que puderam ser mensurados.

Tabela 5.29 — 5^o Volume individual médio de furo (IQI-B).

Diâmetro dos furos (mm)	Volume individual médio (mm^3)	Erro relativo absoluto do volume
1,6	4,874	3%
1,0	1,062	8%
0,6	0,462	47%
0,4	0,204	66%
0,3	0,050	51%
0,2	—	—

São destacados os volumes no IQI-C, conforme a figura 5.23.

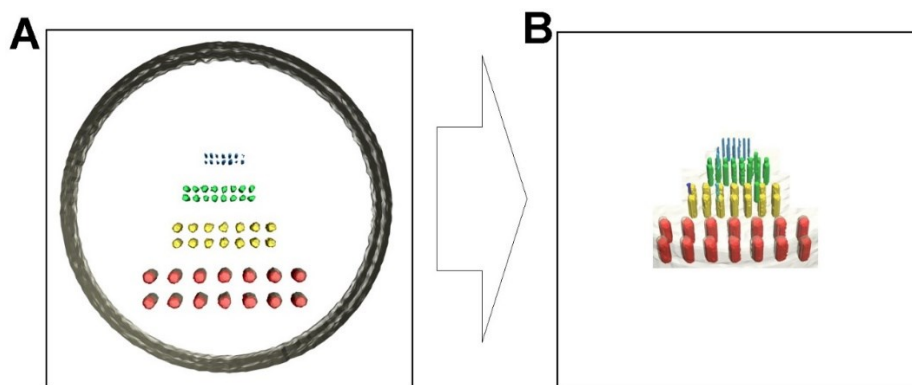


Figura 5.23 — Em passos de 5^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-C, com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-C com volumes em destaque.

Na tabela 5.30, os volumes obtidos pelo *software* e suas respectivas incertezas.

Tabela 5.30 — 5^0 Volume total por linha de furos (IQI-C).

Linha de furos do maior para o menor diâmetro	Volume total (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1	86,18	0,18
2	34,35	0,09
3	20,14	0,09
4	4,04	0,05
5	—	—
6	—	—

Na tabela 5.30, é possível verificar que para um passo angular de 5^0 não foi possível obter o volume total, a partir do *software*, para as linhas 5 e 6 de furos, pois na imagem tomográfica não é possível identificar os vazios correspondentes.

Na tabela 5.31, os volumes individuais e seus erros relativos absolutos que puderam ser mensurados.

Tabela 5.31 — 5º Volume individual médio de furo (IQI-C).

Diâmetro dos furos (mm)	Volume individual médio (mm^3)	Erro relativo absoluto do volume
1,6	6,156	1%
1,0	2,454	4%
0,6	1,439	13%
0,4	0,289	53%
0,3	—	—
0,2	—	—

V.1.4.3 — CARACTERIZAÇÃO PARA O PASSO ANGULAR DE 10º

Conforme dito, o processo de binarização possibilita o destaque das regiões em que ocorre os furos nos IQI's, além disto, também é possível a quantificação em volume dos mesmos; isto possibilita destacar os locais de ausência de material PVC, conforme apresentado na figura 5.24.

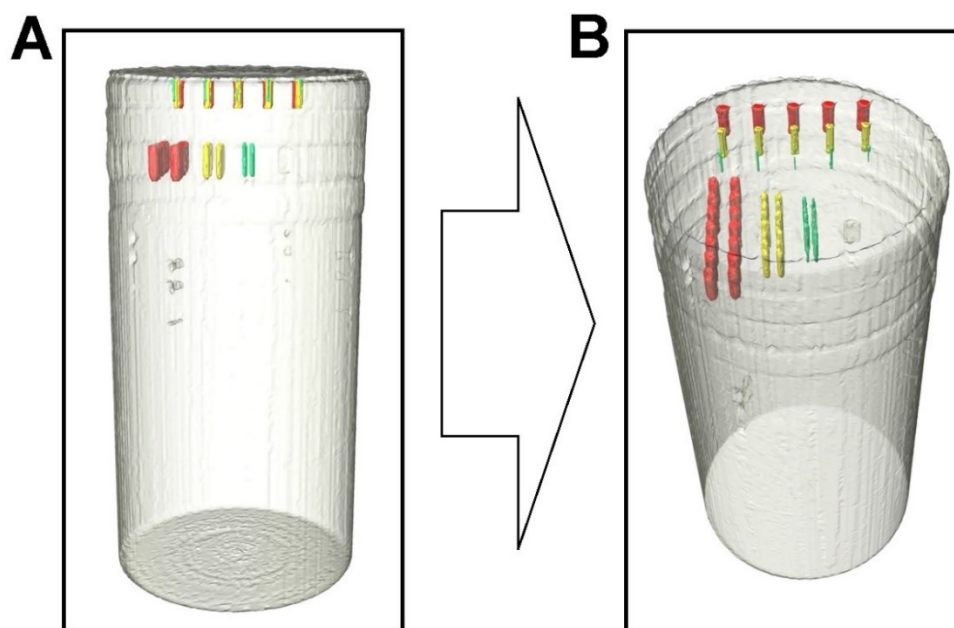


Figura 5.24 — Em passos de 10º (A) Imagem tomográfica frontal de IQI's empilhados, com vazios de IQI-A e IQI-B em destaques coloridos; (B) Imagem tomográfica dos IQI's empilhados segundo uma vista em perspectiva.

Na figura 5.25, os volumes dos furos destacados no IQI-B.

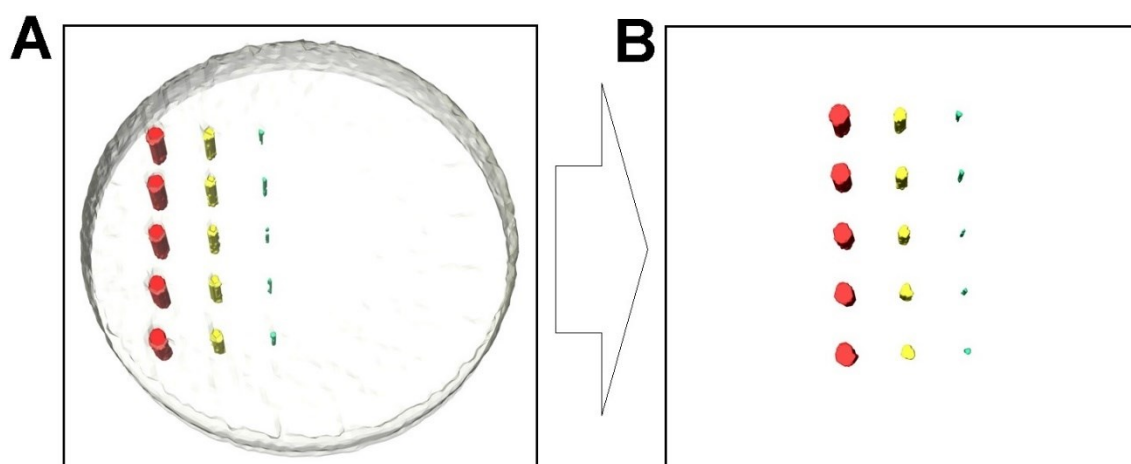


Figura 5.25 — Em passos de 10^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-B, com borda e vazios destaque em 10^0 ; (B) Imagem tomográfica de IQI-B com volumes em destaque.

Na tabela 5.32, os volumes obtidos pelo *software* e suas respectivas incertezas.

Tabela 5.32 — 10^0 Volume total por linha de furos (IQI-B).

Linha de furos do maior para o menor diâmetro	Volume total (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1	19,61	0,14
2	2,82	0,18
3	1,10	0,16
4	—	—
5	—	—
6	—	—

Na tabela 5.32, é possível verificar que para um passo angular de 10^0 não foi possível obter o volume total, a partir do *software*, para as linhas 4, 5 e 6 de furos, pois na imagem tomográfica não é possível identificar os vazios correspondentes.

Na tabela 5.25, os volumes individuais e suas respectivas incertezas.

Tabela 5.33 — 10^0 Volume individual médio de furo (IQI-B).

Diâmetro dos furos (mm)	Volume individual médio (mm^3)	Erro relativo absoluto do volume
1,6	3,92	22%
1,0	0,56	51%
0,6	0,22	75%
0,4	—	—
0,3	—	—
0,2	—	—

Aplicando o mesmo conjunto de técnicas sobre o IQI-C, tem-se a imagem da figura 5.26 que destacam os furos em cada linha.

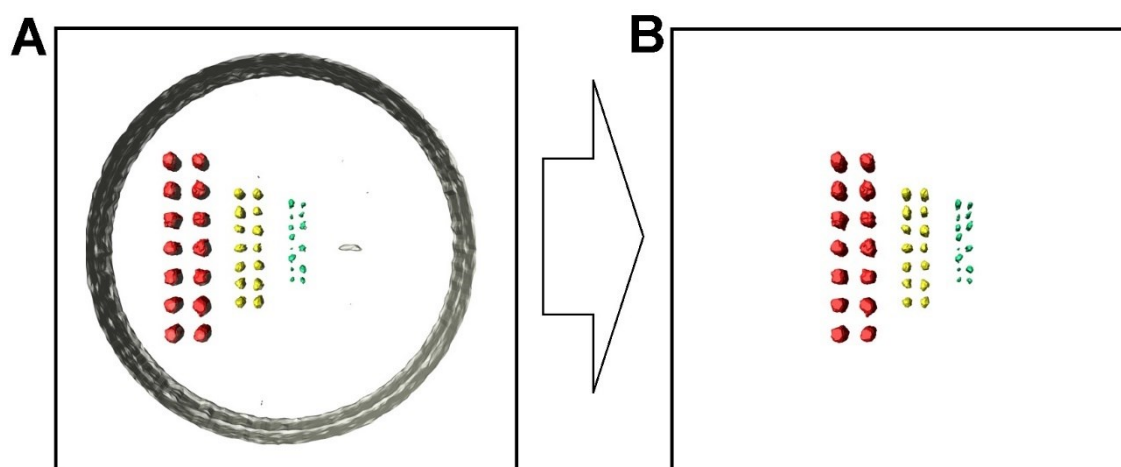


Figura 5.26 — Em passos de 10^0 (A) Imagem tomográfica de IQI-C em 10^0 , com borda e vazios destaque; (B) Imagem tomográfica de IQI-C com volumes em destaque.

Tabela 5.34 — 10^0 Volume total por linha de furos (IQI-C).

Linha de furos do maior para o menor diâmetro	Volume total (mm^3)	Incerteza do volume (mm^3)
1	80.09	0,152
2	23.95	0,173
3	11,07	0,160
4	—	—
5	—	—
6	—	—

Na tabela 5.34, é possível verificar que para um passo angular de 10^0 não foi possível obter o volume total, a partir do *software*, para as linhas 4, 5 e 6 de furos, pois na imagem tomográfica não é possível identificar os vazios correspondentes.

Na tabela 5.25, os volumes individuais e seus erros relativos absolutos que puderam ser mensurados.

Tabela 5.35 — 10^0 Volume individual médio de furo (IQI-C).

Diâmetro dos furos (mm)	Volume individual médio (mm^3)	Erro relativo absoluto do volume
1,6	5,72	8%
1,0	1,71	33%
0,6	0,79	52%
0,4	—	—
0,3	—	—
0,2	—	—

V.1.5 – CARACTERIZAÇÃO QUANTITATIVA E QUALITATIVA EM CARRANCA POR TOMOGRAFIA

Foi escolhido uma escultura, em madeira, de grandes dimensões em altura (710 mm) e em espessura (330 mm), para verificar a potencialidade do método tomográfico, para além da reconstrução de imagens de um único volume da escultura, isto é, obtido em uma única altura para o conjunto de aquisições em 360^0 , com passo angular de 5^0 . Com isto foram feitos três conjuntos de imagens tomográficas, um em cada altura da escultura, tendo sido feito posteriormente a unificação dos três volumes tomográficos para formar a imagem inteira da escultura.

Sendo assim tem-se a imagem tomográfica obtida na altura de 592 mm da escultura, conforme apresentado na figura 5.27.



Figura 5.27 — Imagem tomográfica da parte superior.

É possível perceber na imagem a existência de artefatos na região central da imagem da figura 5.27; isto ocorre devido a elevada espessura de madeira desta região ($330mm$), o que proporciona maior espalhamento dos raios X, que por sua vez geram as imagens de espalhamento.

A imagem tomográfica obtida na altura de $355mm$ da escultura, segue apresentada na figura 5.28.

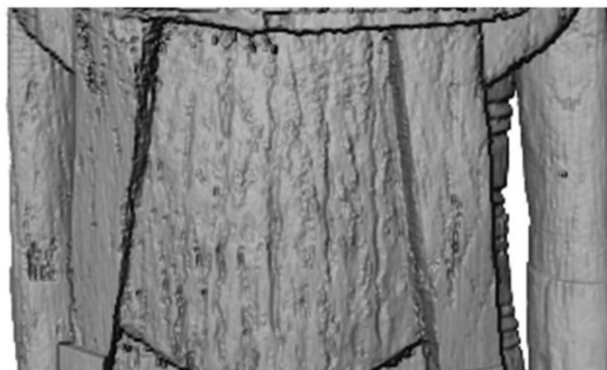


Figura 5.28 — Imagem tomográfica da parte central.

Nesta região da escultura a espessura de madeira é menor que a espessura da parte superior da escultura, com isto a quantidade de artefatos de espalhamento na imagem também menor.

A última imagem tomográfica obtida ocorre na altura de $119mm$ da escultura, conforme é possível identificar na parte mais inferior da figura 5.29, ocorre a presença de

artefatos de imagem em quantidade menor que na imagem da parte superior, porém uma quantidade de artefatos maior que na parte central da imagem; isto ocorre devido à espessura de madeira desta parte ser menor que a quantidade de madeira da parte superior e maior que a quantidade de madeira da parte central.

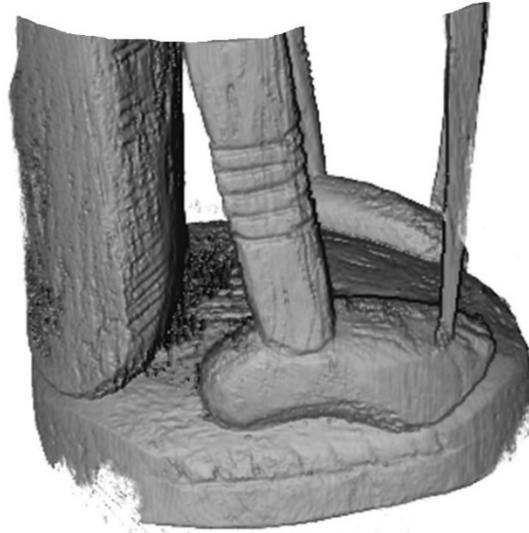


Figura 5.29 — Imagem tomográfica da parte inferior.

De posse dos arquivos que contém as imagens tomográficas de cada altura, é necessário encontrar a imagem, em cada arquivo, que seja a continuidade da imagem subsequente. Após encontrados os *Slices* que fazem a intersecção entre o conjunto de imagens das três alturas, é possível reconstruir a imagem completa da gárgula, conforme apresentado na figura 5.30.



Figura 5.30 — Reconstrução 3D; (A) Vista em 0° , (B) Vista em 45° ; (C) Vista em 90° , (D) Vista em 180° , (E) Vista em 100° , (F) Vista em 315° .

Com a imagem em 3D reconstruída é possível investigar a escultura a partir dos *Slices*, em cada plano anatômico; na figura 5.31, uma foto e algumas imagens obtidas para fatias no plano axial.

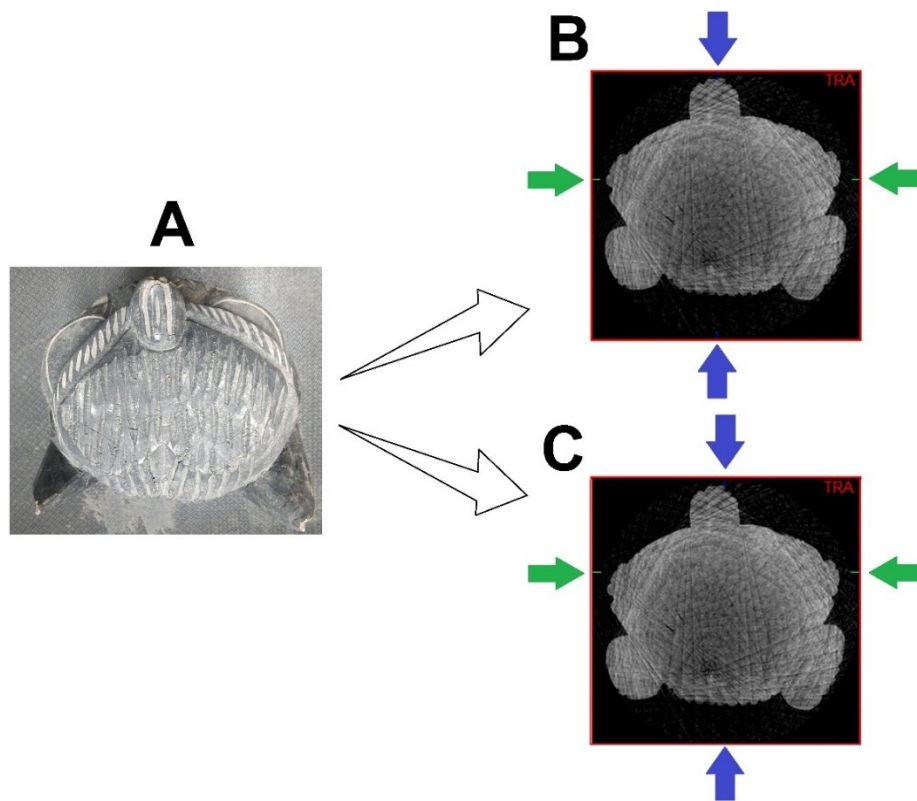


Figura 5.31 — (A) Foto de vista superior; (B) *Slice* de Imagem em 3D no plano axial com marcadores; (C) *Slice* de Imagem em 3D no plano axial com marcadores.

Com esta análise é possível identificar artefatos relacionados à reconstrução tomográfica, tal qual uma região pontual, na parte central inferior das figuras 5.32-B e 5.32-C, que apresenta tons de cinza mais claros que o conjunto da imagem; a fim de seguir com a investigação sobre a região destacada é feita uma outra análise, em um outro plano anatômico, conforme as imagens da figura 5.32.

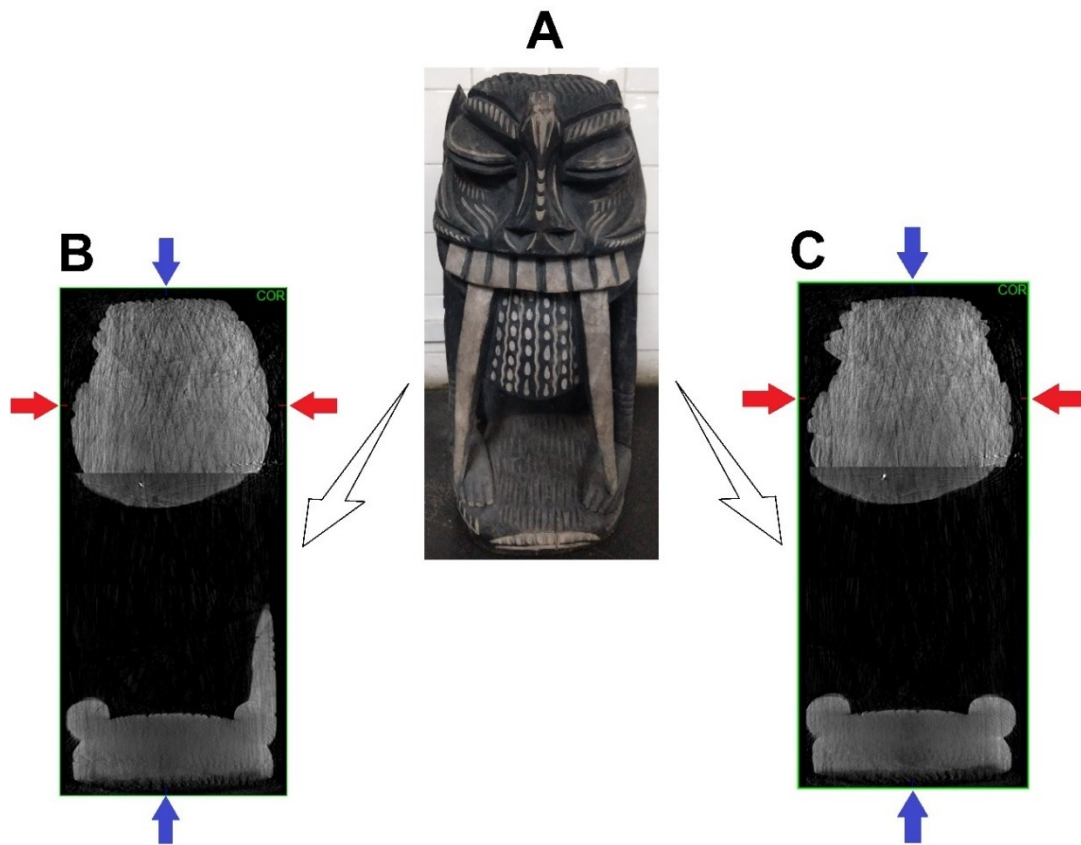


Figura 5.32 — (A) Foto frontal; (B) *Slice* de Imagem em 3D no plano coronal com marcadores; (C) *Slice* de Imagem em 3D no plano frontal com marcadores.

A imagem tomográfica no plano coronal confirma a existência de um artefato na parte inferior da cabeça, conforme pode ser observado nas imagens 5.33-B e 5.33-C, por uma região pontual branca que se destaca do conjunto da imagem em nível de cinza.

Dando seguimento à análise da imagem da escultura, foram visualizadas duas imagens no plano sagital; as imagens obtidas seguem na figura 5.33, em que é possível identificar, na parte inferior da escultura, isto é, em sua base, uma região mais escura na imagem, o que caracteriza falta de material nesta região; de fato ao investigar a escultura é notório a existência de um buraco devido ao ataque de cupins.

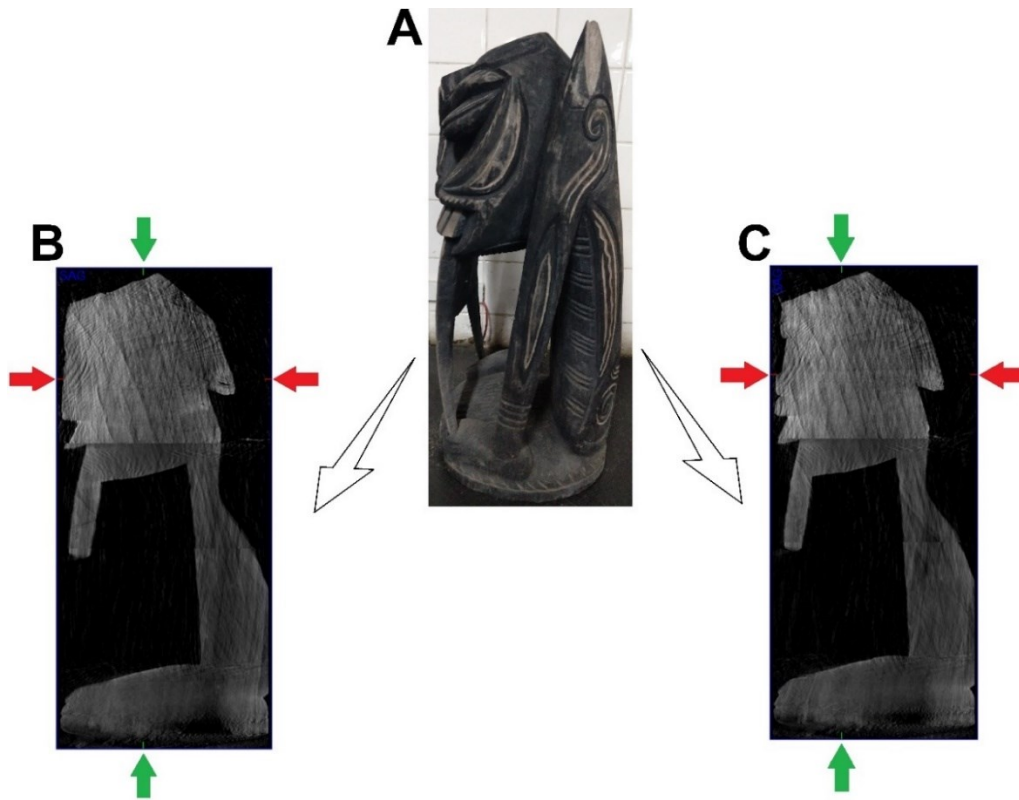


Figura 5.33 — (A) Foto lateral esquerda; (B) *Slice* de Imagem em 3D no plano sagital com marcadores; (C) *Slice* de Imagem em 3D no plano sagital com marcadores.

Na imagem tomográfica, utilizando o recurso de distinguir valores de TH para níveis de cinza, é possível gerar uma imagem que contenha apenas regiões de mesmo nível de cinza; imagens obtidas para evidenciar um material mais denso podem ser destacadas, por exemplo, na figura 5.34 segue identificado a imagem de um prego após extração de seu volume do *slice* de interesse.

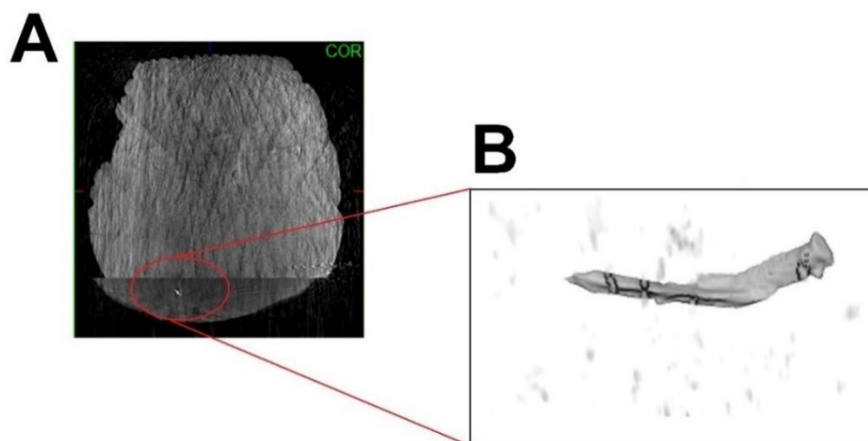


Figura 5.34 — (A) *Slice* de região com material mais denso; (B) Ampliação do volume reconstruído do prego identificado.

Um outro recurso que também pode ser utilizado, após a determinação do valor de TH, é a visualização de imagens em diferentes níveis de transparência, em que é possível visualizar e destacar os defeitos na escultura, conforme apresentado nas figuras 5.35-A, figura 5.35-B, figura 5.35-C, figura 5.36, figura 5.37 e figura 5.38.

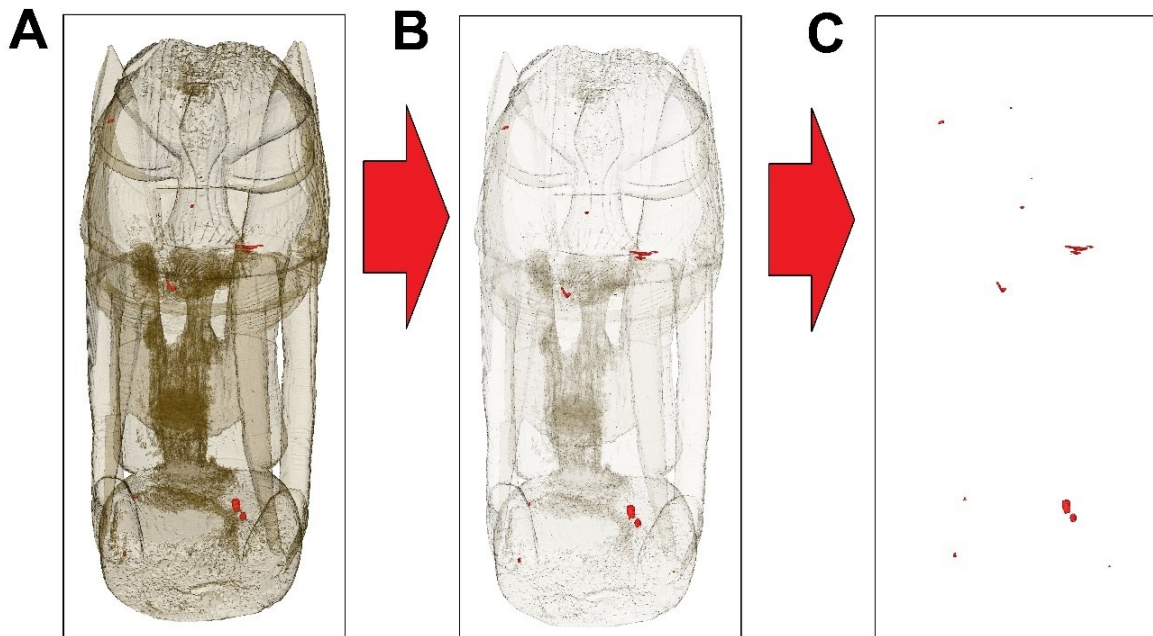


Figura 5.35 — Imagem em vista frontal 0^0 (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Imagem com defeitos localizados em escultura; (C) Defeitos destacados.

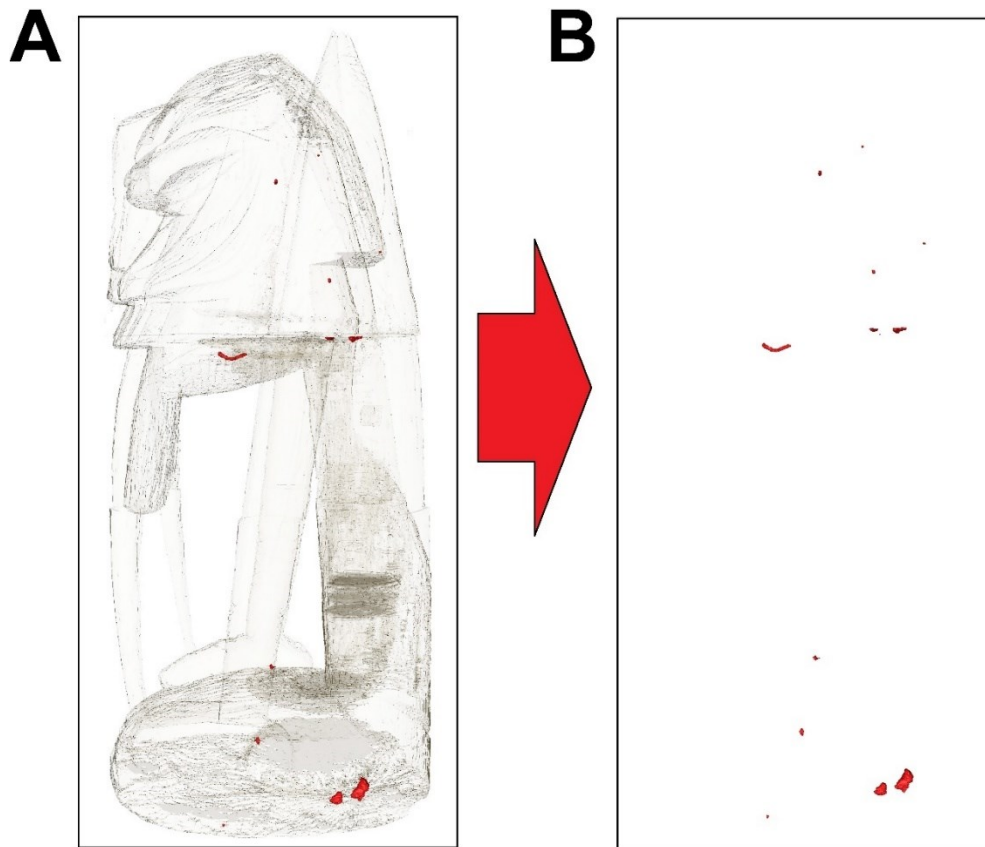


Figura 5.36 — Imagem em vista sagital 90° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Defeitos destacados.

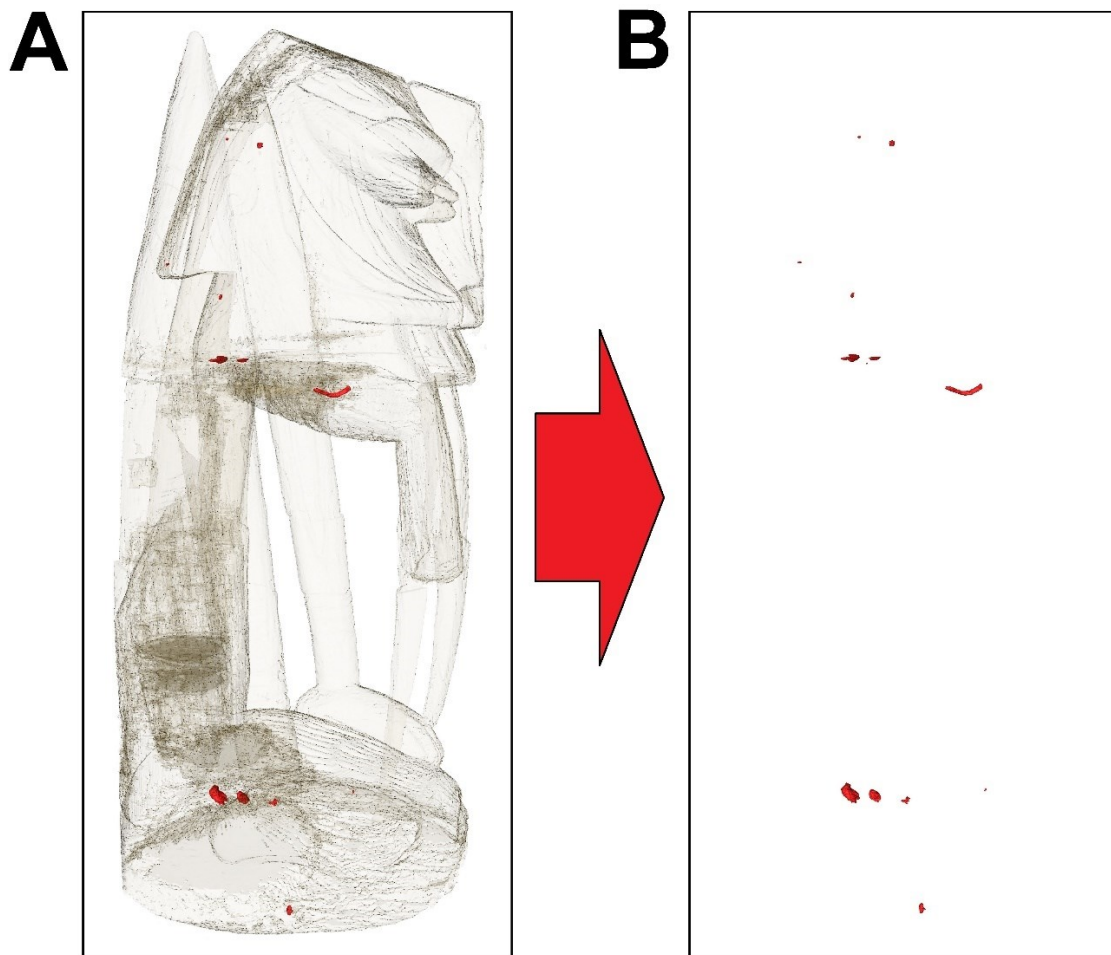


Figura 5.37 — Imagem em vista sagital 270° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Defeitos destacados.

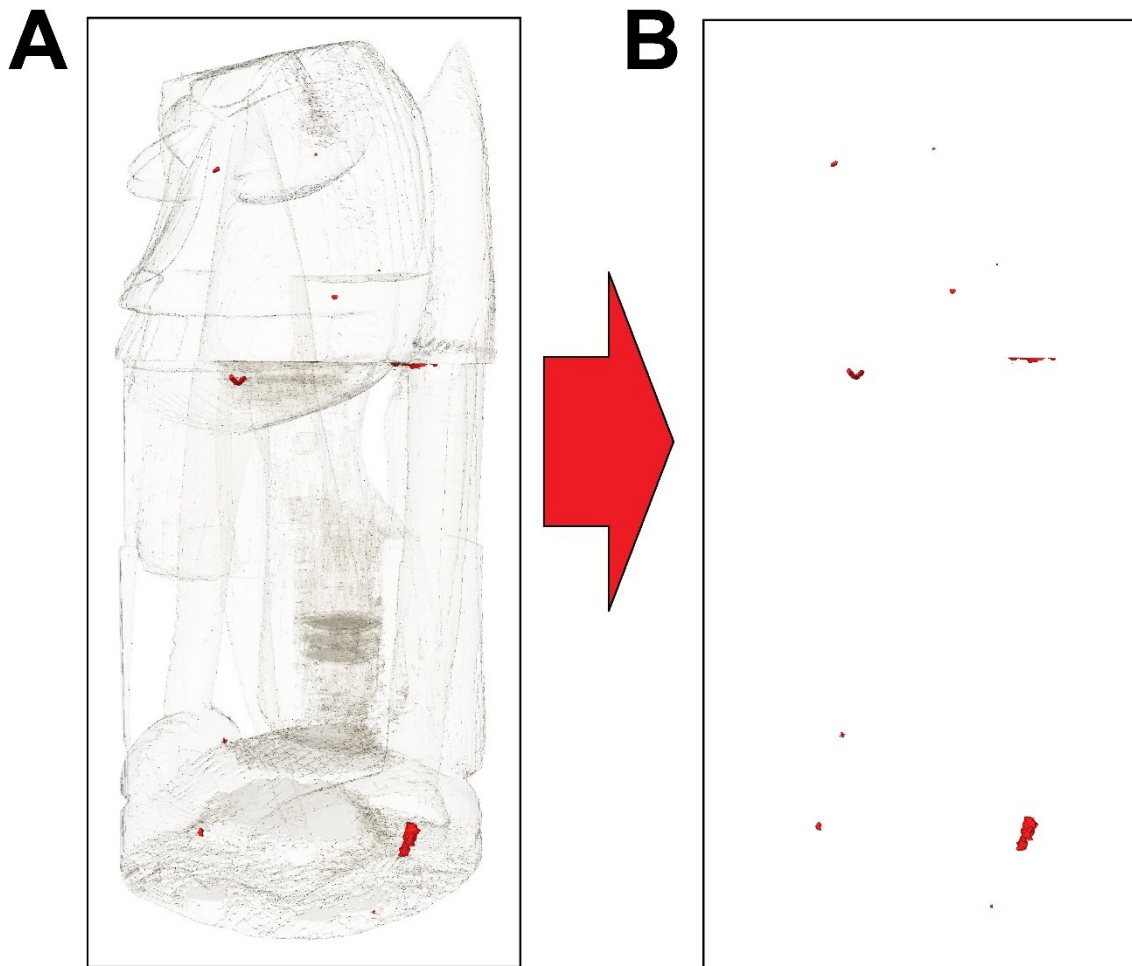


Figura 5.38 — Imagem em vista sagital 45° (A) Imagem em nível de transparência com defeitos; (B) Defeitos destacados.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Neste capítulo é apresentado a conclusão do trabalho que foi realizado, destacando os dados mais importantes obtidos durante o estudo, a eficiência do sistema empregado e sugestões de trabalhos futuros.

VI.1- CONCLUSÕES

O sistema de Tomografia Computadorizada transportável desenvolvido no LIN/COPPE/UFRJ se mostrou adequado para a geração de imagens tomográficas de esculturas do patrimônio artístico e cultural; destacando-se por ser um sistema de alta tecnologia, compacto e de baixo custo relativo, em relação à equipamentos tomográficos médicos, por exemplo; sendo composto de um tubo de raios X de baixa potência, uma mesa giratória, um detector do tipo *flat panel* e um *Workstation*.

Seguidas as instruções da norma BS EN 12543-5:1999, os tamanhos focais obtidos na largura $W = (0,75 \pm 0,05) \text{ mm}$ e na altura $l = (0,60 \pm 0,00) \text{ mm}$ indicam que o sistema possui características suficientes para a caracterização de objetos de patrimônio artístico e cultural.

Realizado a obtenção da MTF, segundo a norma ASTM 1695-95 (2001), foi verificado a resolução em pares de linha \overline{SR} de $400 \mu\text{m}$ que é uma capacidade de distinção entre características de uma imagem tomográfica suficiente para investigações de peças de patrimônio histórico e cultural.

Em relação à quantificação de volumes na imagem tomográfica dos indicadores de qualidade, para passos de 1° , foi possível quantificar o menor volume individual. Por serem as tomografias de melhor qualidade, e os resultados obtidos em passos angulares de 1° grau superarem a ordem de grandeza necessária para a quantificação de defeitos em esculturas, os resultados aqui obtidos serviram de padrão para analisar a mensuração de volumes, para ambos os IQI's, nos passos de 5° e 10° graus.

No passo angular de 5^0 graus, para um furo de diâmetro 1 mm, o IQI-B apresentou um erro relativo absoluto de 8%, e o IQI-C um erro relativo absoluto de 4%; para o passo angular de 10^0 , para o mesmo diâmetro de furo, o IQI-B apresentou um erro relativo absoluto de 51%, e o IQI-C um erro relativo absoluto de 33%.

Com isto conclui-se que o passo angular de 5^0 é o mais adequado para quantificação de defeitos, ou de características, que possuam volumes a partir de 1mm de diâmetro.

VI.1.3 – SUGESTÕES

Seguem alguns trabalhos que podem ser estudados e desenvolvidos como uma continuidade desta pesquisa:

- a) Verificar a possibilidade de unir tomogramas na largura e na altura, para peças esculturais de maior largura que a largura do detector *flat panel*.
- b) Desenvolver programas que proponha a elevação da mesa de apoio da amostra, em associação ao giro de 0^0 até 360^0 para compor um sistema de escaneamento helicoidal/esprial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

A. AL-OKOUR., 2020, “Radiation Physics: Radiation interaction with matter”, Materials Today: Proceedings, Elsevier, pp. 1–10. DOI: 10.1016/j.matpr.2020.11.566. Acesso em: 08/09/2022.

AHMED, SHAMEEM., GHOSH, KUSHAL KANTI., BERA, SUMAN KUMAR., ALBERTIN, FAUZIA., MORIGI, MARIA PIA., BETTUZZI, MATTEO., BRANCACCIO, ROSA., MACCHIONI, NICOLA., SACCUMAN, ROBERTO., QUARTA, GIANLUCA., CALCAGNILE, LUCIO., PICCHI, DANIELA. 2022, “X-ray Tomography Unveils the Construction Technique of Un-Montu’s Egyptian Coffin (Early 26th Dynasty)”. Journal of Imaging, v. 8, ed. 2, pp.1-25. DOI: 10.3390/jimaging8020039.

AMPTEK- AMETEK., 2019. “Periodic Table and K + L X-Ray Emission Line Lookup Chart” Disponível em: < <https://www.amptek.com/resources/periodic-table-and-x-ray-emission-line-lookup-chart>>, Acesso em: 19/10/2022.

ANDROULAKIS, IOANNIS, 2017, “The effects of heart rate on coronary artery calcium scoring”, Master thesis. DOI: 10.13140/RG.2.2.10768.20480, Acesso em: 18/12/2022.

ARAÚJO, O. M. O, 2019, “Metodologia para análise de rochas por meio digital utilizando microCT e simulações de fluxo de fluidos”, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

ASTM 1695-95 (2001), Standard Test Method for Measurement of Computed Tomography (CT) System Performance.

ASTM E2736-10, Standard Guide for Digital Detector Array Radiology, fevereiro, 2018.

ASTM E2737-10, Standard practice for digital detector array performance evaluation and long-term stability, junho, 2010.

BAM, User Manual for the Measuring Program Isee!, 2017, Version 10.2 Disponível em: <http://www.dir.bam.de/ic>, Acesso em: 22/10/2021.

BEHLING, ROLF., 2018, “X-ray tubes development - Iomp history of medical physics”. Medical physics international journal, ed. Special, v.6, n.1, pp. 1-110, ISSN: 2306 – 4609, Disponível em: < <http://mpijournal.org/history.aspx>>, Acesso em: 26/09/2022.

BEHLING, ROLF., 2020, “X-ray sources: 125 years of developments of this intriguing technology”. Physica Medica, v.79, pp. 162-187, ISSN: 1120-1797, DOI: 10.1016/j.ejmp.2020.07.021.

BHARODIYA, A. K. 2022, “Feature Extraction Methods for CT-Scan Images Using Image Processing”. in R. R. Ghariieb (ed.), Computed-Tomography (CT) Scan, IntechOpen, London. 10.5772/intechopen.102573, DOI: 10.5772/intechopen.102573.

BOONE, J. M., MCCOLLOUGH, C. H., 2021, “Computed tomography turns 50”. American Institute of Physics,” 9th. ed. v.74, pp.34-40. DOI: 10.1063/PT.3.4834, Acesso em: 20/09/ 2022.

BOSSEMA, F. G., COBAN, S. B., KOSTENKO, A., DUIN, P. V., DORSCHIED, J., GARACHON, I., HERMENS, E., LIERE, R. V., BATENBURG, K. J., 2021, “Integrating expert feedback on the spot in a time-efficient explorative CT scanning workflow for cultural heritage objects”. Journal of Cultural Heritage, v.49, pp.38-47, DOI: 10.1016/j.culher.2021.03.004.

BOUKE, PAUL., 2022, “Um Guia de Bitmaps para Iniciantes”. <http://paulbourke.net>., Disponível em: http://paulbourke.net/dataformats/bitmaps/index_pt.html, Acesso em: 23/08/ 2022.

BS EM 12543-5:1999., “Non-destructive testing. Characteristics of focal spots in industrial X-ray systems for use in non-destructive testing”, December 1999.

BUSHONG, S. C., 2016, “Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection”. 11th. ed. Saint Louis, MO: Mosby, 688 p. ISBN 978-0323353779.

CALZA, C. F., OLIVEIRA, M. D. B. G., CARVALHO, D. D., COELHO, F. A. N., FREITAS, R. P., LOPES, R. T., 2013, “Análise de peroleiras e cachimbos cerâmicos provenientes de escavações arqueológicas”. Boletim do Museu Paraense Emílio Goeldi. Ciências Humanas, v. 8, n. 3, p. 621-638.

CAO, GUOHUA, 2018, “Biomedical X-ray Imaging Enabled by Carbon Nanotube X-ray Sourcesy”, Chinese Journal of Chemical Physics, V.31, n. 4, pp. 529-536. DOI: 10.1063/1674-0068/31/CJCP1806132.

CATPHAN® 700. Supertech, 2023, CATPHAN® 700 Modules. Disponível em: <https://www.supertechx-ray.com/CT/CTQAPhantoms/PhantomLabsCatphan.php>, Acesso em: 05/01/2023.

COPPE-UFRJ, 2003, “Prêmio Mérito Acadêmico 2003”. Disponível em: <https://www.coppe.ufrj.br/pt-br/planeta-coppe-noticias/noticias/premio-merito-academico-2003>, Acesso em: 25/01/2022.

CORMACK, A. M., 1963, “Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications”, Journal of Applied Physics, v. 34 (9), pp. 2722-2727.

CORMACK, A. M., 1964, “Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. II”, Journal of Applied Physics, v. 35 (10), pp. 2908-2913.

DE ALMEIDA, T. V. C., 2018, “Diagnóstico por imagem através de radiografia e tomografia computadorizada da escultura do senhor bom Jesus do Bonfim da Bahia”, n. 9, pp.150-155. Disponível em: <https://www.eba.ufmg.br/revistaceib/index.php/imagembrasileira/article/view/328/288>, Acesso em: 15/09/2022.

DE OLIVEIRA, R. B., 2021, “Desenvolvimento de um sistema de tomografia computadorizada portátil para a análise de objetos do patrimônio histórico e cultural”, Orientador: Davi. Ferreira de Oliveira. 72 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

DE OLIVEIRA, R., DE PAULA, A., GONÇALVES, F., BUENO, R., CALGAM, T., AZEREDO, S., ARAÚJO, O., MACHADO, A., ANJOS, M., LOPES, R., 2022, “Development and characterization of a portable CT system for wooden sculptures analysis”. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier, pp. 1–5. ISSN 0969-806X, DOI: 10.1016/j.radphyschem.2022.110409.

Estadual Paulista, São Paulo, SP, Brasil. Disponível em < https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/103737/moreira_ev_dr_guara.pdf?sequence=1>, Acesso em: 20/10/2022.

FABJAN, C.W., SCHOPPER, H. 2020, “Particle Physics Reference Library”, 1th. ed, Springer, v.2, 1078 p. ISBN 978-3-030-35318-6. DOI: 10.1007/978-3-030-35318-6, Acesso em: 21/09/ 2022.

FELDKAMP, L. A., DAVIS, L. C., KRESS, J. W., 1984, “Practical cone-beam algorithm”, *J. Opt. Soc. Am.*, v. 1, pp. 612-619.

GENERAL ELECTRIC COMPANY - GE, 2018, “Industrial Computed Tomography Innovations Premium performance for premium quality and speed”. E-book (12 p.). Disponível em: < http://elas.hu/wp-content/uploads/2020/03/geit_ct_overview_en_0418.pdf>, Acesso em: 16 set. 2020.

GHARIEB, R. R., 2022, “X-Rays and Computed Tomography Scan Imaging: Instrumentation and Medical Applications”, In (Ed.), *Computed-Tomography (CT) Scan*, pp. 1-84. Assiut University, Egypt, ISBN: 978-1-80355-118-0, DOI: 10.5772/intechopen.101808.

GONZALEZ, R. C., WOODS, R. E. 2008, “Digital Image Processing”, Third Edition”, Prentice Hall, New Jersey, USA, ISBN: 978-0-13-168728-8.

GOULD, R. G., 2022, “Early days of CT: innovations – Both good and bad”. 32 slides. Disponível em: < <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12236-29343-41.pdf>>, Acesso em: 20/09/ 2022.

GRYNKO, OLEKSANDR., 2022, “Amorphous Lead Oxide (a-PbO) for direct conversion X-ray imaging detectors”. Doctoral thesis. Disponível em: < <https://knowledgecommons.lakeheadu.ca/bitstream/handle/2453/4909/GrynkoO2022d-1a.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>, Acesso em: 20/09/ 2022.

GRYNKO, OLEKSANDR., THIBAUT, TRISTEN., PINEAU, EMMA., REZNIK, ALLA. 2021, “Engineering of a Blocking Layer Structure for Low-Lag Operation of the a-PbO-Based X-Ray Detector”. IEEE transactions on electron devices, v. 68, no. 5, pp.2335-2341. DOI: 10.1109/TED.2021.3067616.

GUNTORO, PRATAMA ISTIADI, YOUSEF, GHORBANI., PIERRE-HENRI KOCH., JAN ROSENKRANZ. 2019, "X-ray Microcomputed Tomography (μ CT) for Mineral Characterization: A Review of Data Analysis Methods" Minerals 9, n. 3: 183. DOI: 10.3390/min9030183.

HAMAMATSU, 2022, “Data sheet Flat Pane, sensor C9728DK-10”, Available in: https://www.hamamatsu.com/content/dam/hamamatsu-photonics/sites/documents/99_SALES_LIBRARY/ssd/c9728dk-10_kacc1147e.pdf.

HILL, CHRISTIAN. 2020, “Learning Scientific Programming with Python”, The Klein–Nishina formula. Disponível em: < <https://scipython.com/blog/the-kleinnishina-formula/> >, Acesso em: 14/10/2022.

HOFER, MATTHIAS., 2021, “CT Teaching Manual”. Thieme Medical Pub, 5th ed. Stuttgart, Germany, 232p. ISBN 978-3132442634.

HOUNSFIELD, G. N., 1973, “Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system”, British Journal of Radiology, v. 46, pp. 1016-1022.

HSIEH, JIANG., FLHOR, THOMAS., 2021, “Computed tomography recent history and future perspectives”, Journal of Medical Imaging, v. 8 (5), pp. 0521091-05210924. DOI: 10.1117/1.JMI.8.5.052109.

HUSSEIN, D. A., 2019, “3d object reconstruction using image-based techniques for medical applications”, Master thesis. DOI: 10.13140/RG.2.2.18659.71207.

IKUSHIMA, YOICHIRO., TOKUREI, SHOGO., SATO, SHUSAKU., IKUSHIMA, KOJIRO., HASHIMOTO, NORIYUKI., MORISHITA, JUNJI., YABUUCHI, HIDETAKE., 2022, “Influence of monitor display resolution and displayed image size on the spatial resolution of ultra-high-resolution CT images: a phantom study”. *Radiological Physics and Technology*, v.15, pp. 147-154, ed. Springer, DOI: 10.1007/s12194-022-00656-4.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA. 2014, “Diagnostic Radiology Physics, A Handbook for Teachers and Students”. Vienna, Austria.

ISO 15708-1, 2017, “Non-destructive testing — Radiation methods — Computed tomography”.

JOJI, K., 2022, “A Review of Micro Computed Tomography-Based Advanced Material Classification”. *Journal of Nanomedicine & Nanotechnology*, vol. 13 (6), pp. 1-3. DOI: 10.35248/2157-7439.22.13.623.

KIERANMAHER., 2001, “The X-ray energy spectrum generated by an X-ray tube”, Licenciado sob domínio público, via Wikimedia Commons. Disponível em: < <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=12711485#filelinks>>, Acesso em: 19/10/2022.

KNOLL, G. F., 2000, “Radiation Detection and Measurement”, 3 ed., New York, Wiley.

KYONG, MIN., 2022, “Pair Production and Annihilation”. MSE 5317 – Electronic Properties of Materials. Disponível em: < <http://electrons.wikidot.com/pair-production-and-annihilation>>, Acesso em: 15/10/2022.

LEE, EUNAE., KIM, A. D. S., 2022, “Linear Lag Models and Measurements of the Lag Correction Factors”, v. 10, p. 49101-49113, ISSN: 2169-3536, DOI: 10.1109/ACCESS.2022.3173290.

LIU, J., KIM, J. H., 2022, “A Novel Sub-Pixel-Shift-Based High-Resolution X-ray Flat Panel Detector”. *Coatings*. v. 12, n.921, pp.1-18. DOI: 10.3390/coatings12070921.

MACHADO, A. S., 2015, “Caracterização geológica de rochas carbonáticas através da técnica de microtomografia computadorizada de raios X”, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

MATSUDA PRECISION. 2022, “Types of X-ray tubes and high-voltage power supplies”. Disponível em: < https://www.matsusada.com/column/xray_tube_ps.html>, Acesso em: 16/10/2022.

MIZUNO, S., TORIZO, R., SUGIYAMA, J., 2010, “Wood identification of a wooden mask using synchrotron X-ray microtomography”. *Journal of Archaeological Science*. v.37, pp. 2842-2845. DOI: 10.1016/j.jas.2010.06.022.

MONTAINA, L., LONGO, S., GALOTTA, G., TRANQUILLI, G., SACCUMAN, R., CAPUANI, S., 2020, “Assessment of the Panel Support of a Seventeenth-Century Dutch Painting by Clinical Multislice Computed Tomography”, *Studies in Conservation*, DOI: 10.1080/00393630.2020.1757881.

MOREIRA, E. V., 2010, “Determinação da qualidade da radiografia digital aplicada às soldas de gasodutos e oleodutos terrestres e marítimos”, Tese de D.Sc., UNESP, São Paulo, SP, Brasil.

National Synchrotron Radiation Research Center-NSRRC, 2023, “Synchrotron Radiation - A Form of Light” E-book (18 p.). Disponível em: < <https://www.nsrrc.org.tw/english/lightsource.aspx>>. Acesso em: 19/03/2023.

NERSISSIAN, D. Y., 2021, “*Tomografia Computadorizada tecnologia e funcionamento dos equipamentos*”. E-book (74 p.). Disponível em: < <https://docplayer.com.br/68022213-Tomografia-computadorizada-tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentos-denise-yanikian-nersissian-1-1-historia-da-tomografia-computadorizada.html>>. Acesso em: 8/03/2020.

OLIVEIRA, D. F., 2010, “Desenvolvimento de Sistema de Inspeção por técnicas Radiográficas na Análise de Perda de Adesão em Dutos Compósitos”, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

OLIVEIRA, M. S. F., 2011, “Petrophysical analysis of limestone rocks by nuclear logging and 3D high-resolution X-ray computed microtomography”. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, Vol.652, pp. 905–910.

OLIVEIRA, M. S. F., 2012, “X-ray microtomography application in pore space reservoir rock”. *Applied Radiation and Isotopes*, Vol.70, pp.1376-1378.

PICHONE, A., GOMES, C. P., LIMA, L. F. C., MOREIRA, C. A., PARANHOS-NETO, F. P., MADEIRA, M., LOPES, R. T., FARIAS, M. L. F., LEITE JR., M., 2022, “Assessment of trabecular and cortical parameters using high-resolution peripheral quantitative computed tomography, histomorphometry and microCT of iliac crest bone core in hemodialysis patients”. *Bone reports*, v. 16, p. 101173.

PRAT, M. L., GIUSEPPE, A., RAFFAELE., RAY, B S., BEGOÑA, C., CROCCO, M. C., DE LUCA, R., FILOSA, R., FORMOSO, V., LANCELOTTI, C., NOORI, N. A., PECCI, A., CORTÉS, J. S., MIRIELLO, D., 2021, “Architectural Terracruda Sculptures of the Silk Roads: New Conservation Insights Through a Diagnostic Approach Based on Non-Destructive X-ray MicroComputed Tomography”, *Studies in Conservation*, v.67, ed.4, pp. 1-15, DOI: 10.1080/00393630.2020.1862605.

QIAO, CHEN-KAI., WEI, JIAN-WEI., CHEN, LIN. 2021, “An Overview of the Compton Scattering Calculation”. *Crystals* 11, n. 5: 525, DOI: 10.3390/cryst11050525.

RADIOLOGY KEY. 2021. “X-ray Production, Tubes, and Generators”. Disponível em: <<https://radiologykey.com/x-ray-production-tubes-and-generators/>>, Acesso em: 16/10/2022.

RÉMY, ÉRIC., THIEL, ÉDOUARD. 2002, “Medial axis for chamfer distances: computing look-up tables and neighbourhoods in 2D or 3D”. *Pattern Recognition Letters*, Elsevier Science, v.23, p.649-661.

ROQUE, RITA JOANA da CRUZ., 2019, “X-ray imaging using 100 μm thick Gas Electron Multipliers operating in Kr-CO₂ mixtures”, Dissertation (*Master*) - Department of Physics Faculty of Sciences and Technology University of Coimbra, Coimbra, Portugal. DOI: 10.13140/RG.2.2.16794.49600.

ROY, S. C. 2022, “Discovery of X-rays—Its Impact in India and History of X-ray Research in Colonial India”. *Quantum Beam Sci*, vol.6, n. 16. DOI:10.3390/qubs6020016.

SALEEM, S. N., SEDDIK, S. A. E. H., 2020, “Computed Tomography Study of the Mummy of King Seqenenre Taa II: New Insights Into His Violent Death”. *Frontiers in Medicine*, pp. 1393-1403, DOI: 10.3389/fmed.2021.637527.

SALEEM, S. N., ZAHI, H., 2021, “Computed Tomography Study of the Mummy of King Seqenenre Taa II: New Insights Into His Violent Death”. *Frontiers in Medicine*, DOI: 10.3389/fmed.2021.637527.

SANCHES, F. A. C. R. A. ; NARDES, R. C. ; SANTOS, R. S. ; GAMA F., HAMILTON S. ; MACHADO, A. S. ; LEITÃO, R. G. ; LEITÃO, C. C.G. ; CALGAM, T. E. ; BUENO, R. ; ASSIS, J. T. ; OLIVEIRA, D. F. ; LOPES, R. T. ; ANJOS, M. J., 2023, “Characterization an wooden Pietà sculpture from the XVIII century using XRF and microct techniques ”. *RADIATION PHYSICS AND CHEMISTRY*, v. 202, p. 110556. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2022.110556.

SÁNCHEZ, A. R., THOMPSON, A., KORNER, L., BRIERLEY, N., LEACH, R., 2020, “Review of the influence of noise in X-ray computed tomography measurement uncertainty”. *Precision Engineering*, v. 66, pp. 382-391, DOI: 10.1016/j.precisioneng.2020.08.004.

SANGEETHA, PRABHU., DIVYA, KUMARI NAVEEN., SANDHYA, BANGERA., SUBRAHMANYA, BHAT B., 2020, “Production of X-RAYS using X-RAY Tube”. *ICCPET, Journal of Physics-Conference Series*. pp.1-13. DOI: 10.1088/1742-6596/1712/1/012036.

SATO, K., ABE, M., TAKATSUJI, T., 2019, “Characterization of resolution performance of novel high energy X-CT: eXTRACT”. In: 9th Conference on Industrial Computed Tomography, Padova, Italy. p. 1-17. Disponível em: <https://www.ndt.net/article/ctc2019/papers/iCT2019_Full_paper_59.pdf>.

SCHULZ, R.A., STEIN, J. A., PELC, N. J., 2021, “How CT happened: the early development of medical computed tomography”, *Journal of Medical Imaging*, v. 85, pp. 0521101– 05211026. DOI: 10.1117/1.JMI.8.5.052110.

SEERAM, E., 2016, “Computed Tomography: physical principles, clinical applications and quality control”. 4nd. ed. St Louis, Missouri, 487p. ISBN 978-0-323-31288-2.

SEERAM, E., 2022, “Computed Tomography: physical principles, clinical applications and quality control”. Elsevier, 5nd. ed. St Louis, Missouri, 499p. ISBN 978-0323790635

SILVA, A. S. S.; OLIVEIRA, D. F., GOIRES’, C. S., AZEREDO, S. R., LOPES, R. T. 2019, “Evaluation of digital detector arrays systems for industrial radiography”. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, Vol.7, n.2, pp. 1–13. ISSN: 2319-0612. DOI: 10.15392/bjrs.v7i2A.601.

SITTING, D. F., ASH, J. S., LEDLEY, R. S., 2006, “The Story Behind the Development of the First Whole-body Computerized Tomography Scanner as Told by Robert S. Ledley”. *Journal of the American Medical Informatics Association*, v.13, n. 5. pp. 465-469.

SPRAWLS, P., 2020, “The many steps and evolution in the development of computed tomography technology and imaging methods, the quest for enhanced visibility - the first fifty years”. *Medical physics international journal*, v.4, pp.351-386.

STOCKHOFF, M., 2021, “Improvement of spatial resolution in monolithic detectors for clinical PET”, *Tese de D.Sc.*, Ghent University, Bélgica. ISBN: 978-94-6355-543-2.

SZELISKI, RICHARD., 2021, “Computer Vision: Algorithms and Applications”. 2th. ed. Springer, 1206 p. ISBN: 978-1-84882-935-0.

TAFTI, DAWOOD., MAANI, C. V., 2022, “X-ray Production”. StatPearls, National Library of Medicine, National Institutes of Health, Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537046/>>, Acesso em: 19/10/2022.

TELEDYNE ICM. 2022, “The data sheet”. Disponível em: <<https://www.teledyneicm.com/products/ndt/cp120b/>>, Acesso em: 16/10/2022.

THIBAUT, T.; GRYNKO, O.; PINEAU, E.; REZNIK, A., 2022, “Dark Current Modeling for a Polyimide — Amorphous Lead Oxide-Based Direct Conversion X-ray Detector”. *Sensors*, v. 22, ed.15. pp.1-18. DOI: 10.3390/s22155829.

TORONTO, UNIVERSITY OF, 2022, “Digital Image 2D”, Educational Technology Office, Faculty of Applied science and Engineering University of Toronto, Disponível em: <<https://edtech.engineering.utoronto.ca/files/2d-image-digital-representation>>, Acesso em: 15/01/2022

VALLEJOS, ALVARO PIZARRO, 2022, “NPRE 441: Principles of Radiation Protection Spring, 2022”. The Grainger College of Engineering, University of Illinois Urbana Champaign. Disponível em: <<https://courses.grainger.illinois.edu/NPRE441/sp2022/>>, Acesso em: 10/09/2022.

WANG, Y., MILLER, J. D. 2020, “Current developments and applications of micro-CT for the 3D analysis of multiphase mineral systems in geometallurgy”. *Earth-Science REVIEWS*, Elsevier Science, v.211, p.1-26. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0012825220304529>>

WELLS, P., 1994, “Computed Tomography. *Materials Forum*”. Vol. 18, pp. 111-113. Wikimedia Commons contributors, 'File: Ct-internals.jpg', Wikimedia Commons, 10 agosto 2021, 18h16min UTC, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Ct-internals.jpg&oldid=579523711>, Acesso em: 07/09/2022.

WITHERS, P., BOUMAN, C., CARMIGNATO, S., CNUDDÉ, V., GRIMALDI, D., HAGEN, C. K., MAIRE, E., MANLEY, M., DU PLESSIS, A., STOCK, S. 2021, “X-ray

computed tomography”. Nature Reviews Methods Primers. DOI: 10.1038/s43586-021-00015-4.

XIANGYU, O., *et. al.*, 2021, “Recent Development in X-Ray Imaging Technology: Future and Challenges”, Research journal, Vol. 2021, pp.1-18, DOI: 10.34133/2021/9892152.

ZENGER, INGO., 2021, “The history of computed tomography at Siemens Healthineers”. Siemens Healthcare GmbH, Germany, E-book (69p.) color. Disponível em: https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/009f90a9278c67f0/61c32a945640/7610_CC_MedMuseum_History_CT_book_eng_FINAL--1-.pdf, Acesso em: 08/09/2022.

ZWANENBURG, E. A., WILLIAMS, M. A., WARNETT, J. M., 2021, “Review of high-speed imaging with lab-based X-ray computed tomography, Topical Review, CrossMark, Measurement Science and Technology”, v.33, pp. 1-18, DOI: 10.1088/1361-6501/ac354a.



Received: 2 September 2022 | Revised: 25 December 2022 | Accepted: 27 December 2022

DOI: 10.1002/xrs.3327

RESEARCH ARTICLE

X-RAY
SPECTROMETRY WILEY

Analysis of a wooden statue by non-destructive X-ray techniques

Renan Oliveira¹ | Anderson de Paula¹ | Fernando Gonçalves² |
Francis Sanches³ | Raysa Nardes³ | Ramon Santos³ |
Soraia Azeredo¹ | Olga Araújo¹ | Alessandra Machado¹ |
Marcelino Anjos³ | Ricardo Lopes¹ | Davi Oliveira¹

¹Nuclear Instrumentation Laboratory, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

²Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, IBMR, Rio de Janeiro, Brazil

³Physics Institute, State University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

Correspondence

Davi Oliveira, Nuclear Instrumentation Laboratory, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil.
Email: davifoliveira@coppe.ufrj.br

Funding information

Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico; Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior; Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro

Abstract

In this study, the characterization of the “Santa Luzia” statue was carried out through three non-destructive X-ray techniques: X-ray Fluorescence (XRF), Digital Radiography (DR), and Computed Tomography (CT). The wooden statue dates from the 18th century. It was carved in Portugal and is currently located at the Santa Luzia church—one of the oldest churches built in Rio de Janeiro. The portable XRF system used in this study is composed of an Ag target X-ray tube and an silicon drift detector detector with energy resolution of 122 eV at 5.9 keV. Several spectra were obtained in different regions of the statue. For the DR and CT evaluations, a portable 120 kV X-ray tube and a 410 × 410 mm a-Si flat panel detector with a pixel size of 200 μm were used. Individual radiographs of the parts of the statue were acquired and merged into a single image, in order to show its complete radiography. Finally, the CT images of the head of the statue were taken in angular steps of 2 degrees and, after the reconstruction process, the data were analyzed by means of appropriate software. The elements found in the XRF analysis suggest the presence of the pigments lead white, red lead, zinc white, titanium white, vermilion and emerald green. All of them are in accordance with the pigments used by the artists during the statue’s historical period. The 3 exceptions were the zinc white and titanium white pigments, which may be an evidence of modern interventions, and the emerald green pigment, which appears to be a repainting of the green region. The radiographic images showed the manufacturing process of the statue, as well as its structural condition. The assembling of wooden blocks, the presence and type of nails and spikes, and regions of different densities were found in the analysis. In the statue’s head, the joining of the face with the main part of the statue is clearly visible, and also the hollow glass eye. The CT analysis was able to better detail this section as a spherical cavity in the central part of the head, as well as the presence of a high-density fragment inside the hole for the fixation of the aureole. The type of glass eye was identified as blown-glass eye, which is commonly used in devotional statues.



Contents lists available at ScienceDirect

Radiation Physics and Chemistry

journal homepage: www.elsevier.com/locate/radphyschem

Development and characterization of a portable CT system for wooden sculptures analysis

Renan Oliveira^a, Anderson de Paula^a, Fernando Gonçalves^b, Regina Bueno^c, Tereza Calgam^c, Soraia Azeredo^a, Olga Araújo^a, Alessandra Machado^a, Marcelino Anjos^d, Ricardo Lopes^a, Davi Oliveira^{a*}

^a Laboratório de Instrumentação Nuclear, PEN/COPPE/UFRRJ, Brazil

^b Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, IBMR, Brazil

^c Ateliê Arte e Restauro, Brazil

^d Instituto de Física, UERJ, Brazil

ARTICLE INFO

Keywords:
Portable computed tomography
Cultural heritage
Wooden statues

ABSTRACT

In this work, a portable computed tomography (CT) system was developed and applied for the analysis of wooden sculptures. The CT system is composed by a portable 120 kV X-ray tube and a 410 × 410 mm a-Si flat panel detector with a pixel size of 200 μm. An arduino controlled rotary table was used for the angular movement of the part under analysis. A wooden piece was used for the characterization of the system and the CT images were compared with the ones acquired with a microCT equipment. This piece is a 300 × 160 × 90 mm (H × W × D) wooden block with several details that can be found in wooden sculptures, as thickness reductions, cracks, metallic inclusions, assembling of different wooden parts etc. After the characterization, the system was used for the analysis of a 380 mm high wooden sculpture and the images were also compared with the microCT ones. After these steps, the system was applied for the on-site analysis of the head of a 1100 mm high sculpture. The images acquired with the portable CT system showed to be similar when compared with the microCT equipment. Also, other characteristics of the piece were perfectly visualized, like growth rings, damages caused by xylophagous insects and assembling of different woods. The statue analysis revealed their structural conditions and their manufacturing process, as the types of glass eyes and the different wood densities used. The results showed that the portable CT system can be used for on-site investigation of wooden statues that can't be moved for in-lab evaluations, with qualitative and quantitative results equivalent to the microCT.

1. Introduction

The non-destructive examination of cultural heritage objects is an important tool that allows the characterization of materials and techniques employed by the artists, which can be extremely valuable to conservation and restoration treatments. The whole process is an interdisciplinary work that involves areas such as chemistry, biology, botany, physics and history (Calza et al., 2015; Okochi, 2016; Bagnères et al., 2017).

Many studies using non-destructive techniques applied to the internal evaluation of cultural heritage objects have been published, such as Neutron, gamma and x-rays radiography and tomography (Mannes et al., 2015; Machado et al., 2017; Beaugnon et al., 2019; Vigorelli et al., 2021). In this work, the technique chosen was the X-ray Transmission

Computed Tomography (CT). This technique has a number of technical characteristics that make it suitable for the evaluation of volume objects in the cultural heritage context, especially for statues (Badde and Illerhaus, 2008; Morigi et al., 2010; Re et al., 2014; Machado et al., 2019; Vavrik et al., 2019; Bossema et al., 2021; Vigorelli et al., 2021).

As cultural heritage objects are sometimes fragile, moving them from the place they are located should be avoided. This way, it's very difficult to transport them for the in lab analysis. In this case, the use of portable instruments became the best solution for the investigation of these objects and many research centers have developed dedicated systems for cultural heritage analysis (Badde and Illerhaus, 2008; Morigi et al., 2010; Re et al., 2016; Albertini et al., 2019; Bossema et al., 2021). Thus, the objective of this work is to develop, characterize and apply a portable CT system to the on-site investigation of wooden statues.

* Corresponding author.

E-mail address: davifoliveira@coppe.ufrj.br (D. Oliveira).

<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110409>

Received 28 February 2022; Received in revised form 8 July 2022; Accepted 12 July 2022

Available online 15 July 2022

0969-806X/© 2022 Elsevier Ltd. All rights reserved.