



DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PORTÁTIL PARA A ANÁLISE DE OBJETOS DO
PATRIMÔNIO HISTÓRICO E CULTURAL

Renan Borges de Oliveira

Dissertação de Mestrado 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 Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Davi Ferreira de Oliveira

Rio de Janeiro

Abril de 2021

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PORTÁTIL PARA A ANÁLISE DE OBJETOS DO
PATRIMÔNIO HISTÓRICO E CULTURAL

Renan Borges de Oliveira

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

Orientador: Davi Ferreira de Oliveira

Aprovada por: Prof. Davi Ferreira de Oliveira, D.Sc.

Prof. Joaquim Teixeira de Assis, D.Sc.

Prof.^a. Soraia Rodrigues de Azeredo, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

ABRIL DE 2021

Oliveira, Renan Borges de

Desenvolvimento de um sistema de tomografia computadorizada portátil para análise de objetos do patrimônio histórico e cultural / Renan Borges de Oliveira.

– Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021.

IX, 72p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Davi Ferreira de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2021

Referências Bibliográficas: p. 69-72

1. Tomografia Computadorizada. 2. Análise de Objetos. 3. Patrimônio Histórico e Cultural. I. Oliveira, Davi Ferreira de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente minha esposa, Nathalia por todo o amor, companheirismo e pela imensa ajuda na conclusão deste trabalho. Também, pela compreensão e paciência nas noites que não pude ninar nosso filho Théo e coube apenas você fazer isso, pelas noites mal dormidas pela tela do computador.

Ao meu filho Théo, que chegou para alegrar os meus dias, me dar força e sustentação nos momentos mais difíceis.

Aos meus pais, Hamilson e Cláudia, por tudo que fizeram por mim e meu irmão, Leandro. Em especial a minha mãe, a quem devo toda gratidão pelos sacrifícios realizados para minha formação acadêmica e pessoal. Ao meu irmão, Leandro por anos de convivência e ajudas acadêmicas, por ser sempre um exemplo para mim.

Aos meus Avós, Jorge, Haidme e Maria por sempre serem exemplos de superação para mim.

Ao meu avô Aemir (*In memorian*), por me ensinar o valor de se fazer as coisas da melhor maneira possível e não desistir antes de ter feito.

Ao meu orientador Prof. Davi, pelas orientações, oportunidades dadas a mim e pela confiança em desde o começo, pelos ensinamentos e orientações. Em um ano tão atípico causado pela pandemia, não me faltou ajuda e suporte.

Aos professores do LIN, por todos os ensinamentos e por sempre estarem dispostos a ajudar em qualquer momento, independente de hora e local. Agradeço em especial o prof. Edgar (*In memorian*), por transmitir seus conhecimentos a todos, saudade é o que fica, de quem não pode ficar.

A todos os amigos do Laboratório Instrumentação Nuclear/COPPE/UFRJ por todo apoio, ajuda e nos mais diversos ensinamentos.

Aos funcionários do Laboratório Instrumentação Nuclear/COPPE/UFRJ pelo suporte incondicional para que este trabalho fosse concretizado da melhor maneira.

Aos funcionários do Programa de Engenharia Nuclear/COPPE/UFRJ por toda colaboração e suporte.

Ao Prof. Ricardo, por todo ensinamento e por estar sempre disposto a ajudar nas incontáveis dúvidas que surgiram durante o curso.

Ao CNPq pelo fomento, sem o qual seria impossível a realização deste trabalho.

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

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PORTÁTIL PARA A ANÁLISE DE OBJETOS DO
PATRIMÔNIO HISTÓRICO E CULTURAL

Renan Borges de Oliveira

Abril/2021

Orientador: Davi Ferreira de Oliveira

Programa: Engenharia Nuclear

A arqueometria é descrita como a utilização de técnicas das ciências exatas no estudo de vestígios arqueológicos, a arqueometria se desenvolve em torno três eixos principais de pesquisa: a arqueologia, a história da arte e a conservação do patrimônio. A tomografia computadorizada por raios X é uma técnica não destrutiva que permite a visualização e análise de microestruturas internas de amostras diversas. Esta técnica já foi e continua sendo aplicada na área de arqueometria para análise de objetos do patrimônio histórico e cultural, permitindo assim uma minuciosa descrição e caracterização dos objetos analisados. Para o desenvolvimento de um sistema de tomografia computadorizada portátil, utilizamos uma fonte de raios x (ICM CP120B) que consegue alcançar uma tensão máxima de 120 kV e uma corrente máxima 1 mA, uma mesa giratória controlada por um programa onde podemos alterar o passo angular que desejamos e um detector *flat panel* GE DXR250U, com este nosso sistema portátil ganhamos uma versatilidade, pois assim podemos transportá-lo para produzirmos as imagens tomográficas em campo, pois nem sempre é possível (e/ou autorizado) a locomoção de objetos históricos, pois muitos fazem parte de museus e são raros, não podendo ser transportados para o laboratório para fazermos as análises.

Abstract of Dissertation presented to COOPE/UFRJ as a partial fulfilment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.).

DEVELOPMENT OF A PORTABLE COMPUTERIZED TOMOGRAPHY
SYSTEM FOR THE ANALYSIS OF OBJECTS OF HISTORICAL AND
CULTURAL HERITAGE

Renan Borges de Oliveira

April/2021

Advisor: Davi Ferreira de Oliveira

Department: Nuclear Engineering

Archeometry is described as the use of exact science techniques in the study of archaeological remains, archeometry develops around three main research axes: archeology, art history and heritage conservation. X-ray computed tomography is a non-destructive technique that allows the visualization and analysis of internal microstructures of different samples. This technique has been and continues to be applied in the area of archeometry for the analysis of objects of historical and cultural heritage, thus allowing a detailed description and characterization of the analyzed objects. For this development of a portable computed tomography system, we use an x-ray source (CP 120B) that can reach a maximum voltage of 120 kV and a maximum current of 1 mA, a rotary table controlled by a program where we can change the angular step that we want and a GE DXR250U flat panel detector, with our portable system we gain versatility, so that we can take our portable system to do the CT scans, because we are not always able to pick up the objects, as many are part of museums and are rare and cannot be transported to the laboratory to do the analysis.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	– Fundamentos e aplicação de microCT, CT e Flat Panel.....	1
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
3.1	Raios x.....	11
3.2	Detector Flat Panel	13
3.2.1	Estrutura de Flat Panel (Digital Detector Array – DDA)	15
3.3	Interação da radiação eletromagnética com a Matéria	17
3.3.1	Efeito Fotoelétrico	18
3.3.2	Efeito Compton	20
3.3.3	Produção de Par	22
3.4	Imagem Digital	23
3.5	A Radiografia e Microtomografia computadorizada	25
3.6	Equipamentos de Raios x	27
3.7	RESOLUÇÃO ESPACIAL.....	29
3.8	ESTRUTURA DE LEITURA.....	30
3.9	SINAL RUÍDO	32
3.10	Resolução Espacial Básica.....	33
3.11	INDICADOR DE QUALIDADE DE IMAGEM (FIO DUPLO)	34
3.12	Relação Sinal Ruído	36
3.13	FUNÇÃO TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO.....	38
3.14	TÉCNICAS DA TOMOGRAFIA.....	40
4	MATERIAIS E MÉTODOS	42
4.1	EQUIPAMENTO	42
4.1.1	TUBO DE RAIOS X	44
4.1.1	DETECTOR FLAT PANEL.....	45
4.1.2	TOMÓGRAFO DE LABORATÓRIO.....	46
4.1.3	DESCRIÇÃO DAS AMOSTRAS	46
4.1.3	DESCRIÇÃO DOS ENSAIOS	47
4.1.3.1	CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA RADIOGRÁFICO	47
4.1.3.2	DETERMINAÇÃO DA RESOLUÇÃO MÍNIMA (SR_{MIN}).....	48

4.1.3.3 Determinação da Sensibilidade ao Contraste (CS).....	49
4.1.3.4 Determinação da Relação Sinal Ruído (SNR)	49
4.1.3.5 Determinação de Faixa de Espessura do Material (MTR)	50
4.1.3.6 Determinação do Nível de Sinal (SL).....	50
4.1.3.7 Determinação do Image Lag (IL)	50
4.1.3.8 Determinação do Burn In (BI)	51
4.1.3.9 Determinação do Nível Offset (OL).....	52
4.1.3.10 Determinação da MTF _{20%} e MTF _{80%}	52
4.1.3.11 Medida de Espalhamento Interno de Radiação (ISR).....	53
4.2 Descrição das Tomografias do Sistema Portátil	54
4.2.1 <i>Phantom</i> de Madeira.....	54
4.2.2 Estátua Nossa Senhora da Conceição	58
4.2.3 Estátua Nossa Senhora da Conceição Aparecida	59
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	61
6 CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	71

1 INTRODUÇÃO

“Qualquer que seja o método pedagógico, a essência da educação, consiste na finalidade de que o aluno assimile o que está sendo ensinado. “

(Carlos Castro)

Neste capítulo será feita uma revisão bibliográfica relacionada à microCT de raios X e suas aplicações. No primeiro momento apresentaremos as técnicas da tomografia e microtomografia computadorizada representadas pelas siglas CT e microCT, respectivamente. No segundo momento serão apresentados trabalhos em que estas técnicas são aplicadas em estudos em peças de arte de museus, utilizando uma técnica conhecida como arqueometria, que consiste na aplicação de técnicas físicas e químicas para análise de materiais arqueológicos. Também abordaremos temas relacionados a Radiografia digital com a mais técnica de imagem digital (*Flat Panel*).

1.1 – Fundamentos e aplicação de microCT, CT e Flat Panel

A microtomografia computadorizada (μ CT) trata-se de um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e faz com que se obtenha a reprodução de seções do objeto em quaisquer dos três planos do espaço, o que diferencia da radiografia digital (*Flat Panel*) que projeta a imagem do objeto em apenas um plano pelo processo de transmissão de raio X através do mesmo. A μ CT e CT permitem também a relação de profundidade do objeto, mostrando imagens em fatias, com isso a microtomografia permite que tenhamos uma visão

de 360° do corpo, podendo assim obtermos uma imagem de irregularidades em uma imagem tridimensional.

A criação da Tomografia Computadorizada, teve seu início no começo da década de 70, pelo engenheiro inglês Godfrey Newbold Hounsfield juntamente com o físico norte-americano Comark que desenvolveu uma forma de reconstruir imagens a partir dos raios X por meio da tomografia axial computadorizada. Em sua primeira tentativa de construir uma máquina de CT, essa máquina foi construída com fonte de amerício, um computador com programação para reprodução e detectores de cristal de iodeto de sódio, a imagem demorava em torno de nove dias para ficar pronta por conta da baixa intensidade de fonte de radiação. Na segunda tentativa, Hounsfield usou tubos de raios X comercial para adquirir a imagem de uma parte do cérebro de um cadáver com tumor introduzido dentro de um plástico. A imagem mostrou de forma nítida a imagem do tumor dentro do crânio.

A microtomografia é uma técnica que utiliza imagens radiográficas em conjunto com algoritmos matemáticos para gerar imagens tridimensionais da estrutura interna do material, com resolução espacial que podem chegar à ordem de micrometros. Esta técnica não exige preparação do material e para uma grande quantidade de materiais é uma técnica totalmente não destrutiva (Perret et al., 1999). Essa análise é feita na obtenção das projeções do material que será analisado a partir de várias direções. A CT e μ CT vêm sendo usadas há algumas décadas na arqueometria, a fim de obter maiores informações sobre peças de cerâmicas, quadros ou obras de arte em geral.

A microtomografia aplicada para caracterização de materiais cerâmicos pela microtomografia computadorizada 3d foi muito bem descrita por (LIMA, APPOLONI, OLIVEIRA E LOPES et al., 2007) tendo como tendo como funções principal determinação de defeitos, posições, tamanhos e formas, assim como a caracterização de materiais cerâmicos. Para isso foi utilizado um sistema fixo de microtomografia formado por uma fonte de raios X, a amostra e o detector, o

processo tomográfico consiste em rotacionar o corpo de prova em passos de ângulos iguais até completar uma volta de 360°, a cada passo são adquiridos vários quadros gerando-se, no final, uma imagem. Depois da captura das imagens as mesmas são reconstruídas, para que possa chegar a uma visualização tridimensional. Neste trabalho foi feita uma caracterização dos objetos de estudo pela obtenção de parâmetros morfológicos tais como: fração de volume de material, relação entre superfície e volume do material, quantidade, espessura e separação das traves internas. Todos estes parâmetros foram calculados fundamentados em conceitos de estereologia (estudo das partes sólidas em um corpo vivo). Os parâmetros levantados no trabalho se dividem em dois grupos: primários e derivados. Os primários consistem em dois: razão do volume de material sobre o volume total da amostra ($BV/TV - \%$) e o número de traves, sendo também um índice que expressa a densidade ($TbN-1/mm$). A partir desses parâmetros podem-se obter os derivados, e são eles: a razão da superfície do material contra o volume do mesmo ($BS/BV - mm^2/mm^3$), a espessura das traves ($Tb.Th - mm$) e a separação das traves ($Tb.Sp - mm$). Os resultados mostram que o uso das imagens microtomográficas para caracterização de estruturas complexas é um método não destrutivo muito vantajoso e eficaz. A visualização tridimensional auxilia no entendimento da morfologia das amostras uma vez que nela tem-se a informação espacial de como as conexões internas estão dispostas e interligadas. Quantificando as imagens tomográficas através da estereologia quantitativa é possível estudar características internas de materiais cerâmicos com resoluções da ordem de microns de uma forma não invasiva, ou seja, sem haver a destruição da amostra.

“SILVA, APPOLONOI, QUIÑONES, SANTOS, SILVA, BARBIERI, FILHO, *et al.*,” (2007) Apresentaram um estudo sobre a arqueometria e a análise de artefatos cerâmicos, onde utilizaram as técnicas de Fluorescência de Raios X por Dispersão em Energia (EDXRF) e Transmissão Gama, essas análises arqueométricas tinham como objetivo explicar os processos tecnológicos empregados durante o processo de produção desses conjuntos artefatuais arqueológicos e etnográficos. Com a Fluorescência de Raios X por Dispersão

em Energia (EDXRF) foi possível fazer a identificação e medida, de maneira simultânea, dos diferentes elementos químicos que constituem uma amostra, através dos raios X característicos emitidos pelos mesmos. Com isso foi possível medir a composição química elementar da pasta de cerâmica dos diferentes fragmentos e, com isso, comparar as diferentes composições das argilas empregadas na elaboração dos artefatos cerâmicos, assim como os pigmentos utilizados nos acabamentos das superfícies. Já com a Densitometria por Transmissão Gama o objetivo foi identificar a existência ou não de uso de plástico na composição da pasta cerâmica e perceber as possíveis diferenciações no processo de preparação da argila e construção do vasilhame cerâmico.

“MACHADO, OLIVEIRA, FILHO, LATINI, BELLIDO, ASSIS, ANJOS, LOPES *et al.*,” (2017) analisaram a caracterização arqueológica de artefatos cerâmicos através da microtomografia computadorizada (μ CT) e Micro Fluorescência de Raios X (μ XRF), onde a μ CT é usada para obtermos informações do interior morfológico dos artefatos analisados de uma maneira não destrutiva, com uma alta resolução μ CT, detecta e localiza atenuação para diferentes tipos de volume, sendo assim bem sensível a composição química do material analisado. A μ CT é um método distintivo para diferentes temperaturas de materiais tão bem quanto para suas variações de argilas utilizadas. Já com EDXRF é um método bem estabelecido na análise técnica de multi elementos não destrutivos amplamente reportados na literatura de maneiras qualitativas e/ou quantitativas na determinação de traços, elementos menores e uma larga variedade de elementos. Esta técnica passou a ser uma ferramenta popular para examinar artefatos cerâmicos porque fornece informações da composição elementar. O principal objetivo da caracterização composicional da cerâmica é identificar tipos ou grupos que podem ser claramente diferenciados de outros grupos para revelar uma significativa interpretação arqueológica. Para essa análise foram separadas e analisadas quatro amostras de dois sítios arqueológicos. Para tais aquisições de μ XRF foi usada uma voltagem de raios X de 40 kV e uma corrente de 0,5 mA em um tempo de aquisição de 100 s, para

tal procedimento foi usado um dispositivo portátil μ XRF e para a obtenção das imagens μ CT foi usado equipamento Skyscan/Bruker, model 1173. Com parâmetros de operação com uma voltagem de 90 – 115 kV e uma corrente de 88 – 69 μ A.

As primeiras imagens radiográficas digitais eram realizadas por uma conversão via leitores ou câmeras de vídeo, assim sendo um processo de conversão de mídia física para digital tendo um custo alto e nada prático de ser realizado (WATANABE *et al.*, 1999). Em dias atuais com a evolução da tecnologia temos uma técnica de imagem digital (utilizando *flat panel*) com essa técnica podemos obter um fator positivo perante a qualidade de imagem, uma facilidade na aquisição de imagens, diminuindo o tempo na formação e escolha de uma melhor imagem de acordo com o tempo e quantidade de frames.

“LIMA”, (2010) A radiografia digital utilizando sensor *flat panel*, que irá gerar uma imagem radiográfica instantânea no monitor do computador, podendo com isso se ter uma qualificação da imagem de maneira imediata do objeto esse é um fator extremamente inovador para a área arqueológica. Trabalhos de análises e/ou estudos já foram feitos, porém feitas em geral com radiografias de filme que tem desvantagem de tempo de exposição, o tempo de revelação do filme e podendo ainda com isso a imagem ter ficado com a qualidade abaixo do que era esperado.

(SILVA *et al.* 2017) Fizeram um comparativo com as técnicas de ultrassom, microtomografia e tomografia para detectar defeitos nas juntas laminadas e adesivadas das tubulações de plásticos com reforço de fibra de vidro e um diâmetro nominal de 6 polegadas. Para isso foram inspecionadas 4 peças de laminados com resina Ester vinílica e outras 9 peças adesivadas com resina epóxi. Todas as peças continham áreas com defeitos, seja por falta de adesivo ou resina e alguns materiais para reproduzir uma falta de aderência. Os resultados mostram uma equivalência bem próxima entre as técnicas que foram utilizadas, porém a técnica teve uma dificuldade com o acoplamento por causa

da sinuosidade da superfície que foi analisada. Já com as técnicas de microtomografia e tomografia foi um sucesso, pois além da rapidez, tem-se uma total independência em relação condições da superfície. A técnica de ultrassom obteve um desempenho extremamente satisfatório perante a inspeção das uniões laminadas e adesivadas, assim como a técnica de tomografia obteve um resultado muito bom para a inspeção dessas uniões laminadas e adesivadas, enquanto que a microtomografia apresentou resultados ainda melhores do que os obtidos pelas técnicas de tomografia computadorizada e ultrassom para as juntas laminadas e adesivadas. Com o estudo podemos perceber que as três técnicas são satisfatórias para as análises de uniões laminadas e adesivadas, com isso terá de se levar em consideração o interesse na detectabilidade e qualidade da inspeção a ser feita.

“SIMÕES E CAMPOS” (2013) fizeram uma revisão de literatura de como a influência do voxel pode influenciar na qualidade das imagens tomográficas. Este trabalho teve uma importância relevante pois mostrou que quanto menor o tamanho do voxel, melhor será a qualidade da imagem. Contudo, a diminuição do voxel tem como consequência um aumento no valor da corrente e um aumento na exposição do tempo. As novas tecnologias na tomografia computadorizada trouxeram uma redução do voxel sem que seja necessário o aumento da corrente, porém esses sistemas não demonstraram um aumento na qualidade da imagem em relação a utilização de voxels maiores com uma corrente menor. Um fator fundamental que devemos analisar quando escolhermos fazer uma imagem é o princípio ALARA (as low reasonably achievable – tão baixo quanto razoavelmente exequível).

A radiografia digital tem como grande vantagem sua manipulação quase que de forma instantânea após a aquisição da imagem, podendo corrigir alguns parâmetros, logo após a imagem ser aquiritada. Com isso, pode-se fazer uma correção de alta ou baixa exposição da imagem sem que seja necessária uma nova exposição, ganhando assim tempo e diminuindo também a dose de radiação, também caso seja necessário, pode-se ajustar o contraste para

melhorar a visualização de determinadas áreas, tendo assim uma melhora razoável na percepção de pequenos detalhes. Com isso, um especialista qualificado pode obter resultados com mais informações detalhadas do objeto inspecionado em comparação com o sistema analógico. Uma exposição com fatores e condições favoráveis, a radiologia digital pode ser aplicada em diversas áreas que utilizem aplicações de raios X, incluindo inspeção de soldas de tubos, eletrônicos, rodas, trilhos, pontes, materiais arqueológicos, obras de artes de museus e diversos outros usos. A tecnologia digital está cada vez mais sendo utilizada no dia a dia e tem adquirido diversas melhorias, na qualidade da imagem, o laudo em um tempo curto, além de uma redução de doses de radiação recebidas pelo operador do sistema, etc. Outro fator bem interessante e importante em relação aos DDAs (*Digital Detector Arrays*), é que esse sistema pode ser utilizado para detectar outras formas de radiação além de raios X, tais como: raios gama, nêutrons ou outras formas de radiação penetrante (ASTM E2736 – 10).

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um tomógrafo portátil para aplicações em obras de arte e objetos do patrimônio histórico e cultural capaz de analisar diferentes tipos de artefatos sem a necessidade de movê-los para um laboratório. São objetivos específicos deste trabalho: caracterizar a performance do detector de acordo com os testes de qualidade previstos na norma da ASTM E2737 - 10; obter imagens de um *phantom* de madeira para avaliação da qualidade do sistema tomográfico proposto; variar o número de projeções para avaliar a influência desse parâmetro na qualidade das reconstruções tomográficas; avaliar esculturas usando o sistema desenvolvido; realizar a comparação do resultado obtido com um sistema de microtomografia industrial de laboratório e aplicar o sistema proposto para a análise "in loco" de uma escultura.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

“Meu cérebro é apenas um receptor. Existe no Universo uma fonte, de onde obtemos conhecimento, força, inspiração. Eu não penetrei nos segredos dessa fonte. Mas eu sei que ela existe. “

(Nikola Tesla)

A descoberta dos raios X foi feita por Röntgen¹ em 1895, mas foi classificado pela sua natureza de apenas 1912, por Laue². Atualmente, milhões de pessoas se beneficiam ou já se beneficiaram da utilização dos raios X. Podemos dizer que nunca antes na ciência houve um período tão curto entre uma descoberta e a sua aplicação. Desde quando os raios X foi descoberto, muitas melhorias já foram feitas, como se pode ver com o tubo de raios X de Coolidge e o primeiro aparelho móvel de radiografia. A radiografia convencional foi o nome dado a primeira técnica que se tem da formação de imagem dos materiais expostos á radiação penetrante. Então a radiografia convencional tem em sua função á aquisição da imagem analógica com um filme radiográfico, que é composto por cristais de halogenados de prata, assim, é submetido à exposição da radiação e que posteriormente passa por processos de revelação química até a obtenção da imagem radiográfica final. Durante bastante tempo a radiografia convencional foi utilizada desde de sua primeira apresentação em público em 1896.

¹ Wilhelm Conrad Röntgen (1845 –1923). Recebeu o primeiro Nobel de Física em 1901, pela descoberta dos raios X.

² Max von Laue (1879 –1960). Prêmio Nobel de Física em 1914. Concebeu a ideia de usar um cristal como rede de difração em experimentos de difração de raios X.

“CARTER E VALELE”, (2014) Nos dias atuais existe a radiografia digital, que é caracterizada por dois tipos, sendo que os dois tipos produzem imagens digitais, porém recebem nomes diferentes pois utilizam técnicas distintas para a aquisição da imagem, então definimos tais técnicas como: radiografia computadorizada (RC) e radiografia digital (RD). A radiografia computadorizada (RC) usa um filme flexível, que recebe o nome de *Imaging plate* (IP), que é uma placa de fósforos foto estimulável (PSP – *photostimulable phosphor*) ficando a cargo dos haletos de flúor de bário dopado com európio (BaFBr ou BaFl:Eu), sendo o európio o ativador do cristal para que com isso tenha a luminescência foto estimulável e assim formando uma imagem, que em seguida a exposição da radiação será digitalizada por um equipamento denominado de scanner, já a radiografia digital usa um detector rígido que recebe o nome de Digital Detector Array (DDA), também podendo ser chamado de *Flat Panel* (painel plano), onde se tem um arranjo de sensores sensíveis à radiação, esse sistema consegue produzir uma imagem quase de forma instantânea após a exposição do material à radiação, podendo ser visualizada no monitor do computador e sofrer um processamento de imagem.

A radiografia é um tipo de ensaio não destrutivo que se baseia na atenuação da radiação diferenciada na peça inspecionada, podendo verificar a estrutura interna da peça inspecionada. A radiografia tem como técnica a emissão de radiação (geralmente fontes de raios X ou Gama) sobre o objeto em seguida terá a detecção do feixe transmitido através do material. A imagem obtida será um percentual do feixe de radiação incidente que atravessa o material a ser analisado até ser detectado por um filme radiológico ou por um detector digital. O feixe que será transmitido vai depender diretamente do grau de atenuação (consiste na perda de energia pelos possíveis processos de interação) da radiação com a matéria.

Com o passar do tempo, tivemos uma evolução computacional e tecnológica na produção de novos detectores que permitiram com isso o

processamento e reconstrução de quantidade enorme de informações que obtemos a partir de algumas projeções radiográficas. Em pouco menos de 30 anos saímos do mundo bidimensional (radiografia) para o mundo tridimensional (tomografia) e hoje temos a tomografia computadorizada (TC). É uma área em constante evolução e em uma dessas evoluções, podemos reparar que com cada evolução podíamos observar estruturas cada vez menores e assim surgiu a microtomografia computadorizada (μ CT), na μ CT o tamanho focal do tubo de raios X é da ordem de poucos micrometros.

“CALZA,” (2007) A arqueometria pode ser descrita como a análise científica de técnicas da física e da química para fazer uma análise de materiais arqueológicos e essas análises vêm sendo muito utilizadas em acervos dos museus nos últimos anos, e assim vem criando uma interação impar entre profissionais de diversas áreas – físicos, químicos, arqueólogos, restauradores e outros. Todos com o intuito de conseguir encontrar respostas sobre o objeto analisado. A arqueometria tem como seu principal objetivo obter informações sobre a composição química, a tecnologia de fabricação, o período histórico e o estado de conservação destes objetos, para que com isso possa ter uma identificação de falsificação e em uma escolha correta para se fazer um tratamento de conservação e restauro, quando necessário.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

“Todo aquele que se dedica ao estudo da ciência chega a convencer-se de que nas leis do Universo se manifesta um Espírito sumamente superior ao do homem, e perante o qual nós, com os nossos poderes limitados, devemos humilhar-nos. “

(Albert Einstein)

Neste capítulo iremos abordar teorias bem estabelecidas e documentadas em livros³ e trabalhos científicos. Com isso, iremos abordar os aspectos essenciais básicos para tal compreensão.

Temos dois processos fundamentais para obtenção de uma imagem utilizando radiação ionizante, aqui iremos abordar essa obtenção na radiação X: Com a absorção dos fótons de raios X e sua interação com o material estudado a partir de sua detecção. Os princípios físicos tanto da radiografia quanto da tomografia ou microtomografia computadorizada são iguais, a diferença entre ambos acontece na forma como será feita a aquisição das imagens e seu processamento.

3.1 Raios x

Os raios X são ondas eletromagnéticas, que podem ser produzidos a partir da interação de partículas carregadas (em especial o elétron) com outras

³ Estamos fortemente influenciados pelo livro: Radiation Detection and Measurement de Glenn F. Knoll

partículas carregadas (que podem ser com elétrons de um átomo ou o núcleo), que pode sofrer uma desaceleração ou aceleração e assim perdendo energia pela emissão de ondas eletromagnéticas também conhecido como radiação de frenagem (Bremsstrahlung⁴) e quanto maior for o número atômico do elemento com o qual os elétrons vão interagir, maior será a energia que o elétron cederá em forma de radiação de frenagem. Uma outra forma um tanto particular que podemos obter esse fenômeno é pela chamada Radiação Síncrotron, quando radiação eletromagnética emitidas pelas partículas carregadas em velocidades relativísticas são aceleradas radialmente, e será produzida em aceleradores de partículas (Chao et al.,2013).

Um outro fenômeno em que se tem a formação de raios X é pela emissão de raios X característico. Que acontece quando um elétron (ou outra partícula carregada, podendo ser prótons ou íons) energético tem uma interação com o elétron de uma camada mais interna da eletrosfera de um átomo, uma vacância é criada como resultado da colisão. Tal vacância será de imediato preenchida por algum elétron de uma camada mais externa do átomo, fazendo com que ocorra a emissão de um fóton de raios X característico, esse nome é dado pois tal energia é particular da região, ou seja, a energia desse fóton é a diferença de energia entre as camadas inicial e final do elétron que preencheu a lacuna (camadas K e L), sendo portanto característico do objeto alvo, sendo bastante utilizados na caracterização de objetos, como na técnica de fluorescência de raios X (Knoll, 2000).

Com a figura 3.1 podemos exemplificar alguns espectros contínuos e discretos (linhas superpostas ao contínuo), que são resultantes da produção de raios x para os valores de tensão de 60, 90 e 120 kV aplicados ao tubo.

⁴ Palavra Alemã para raios X de frenamento

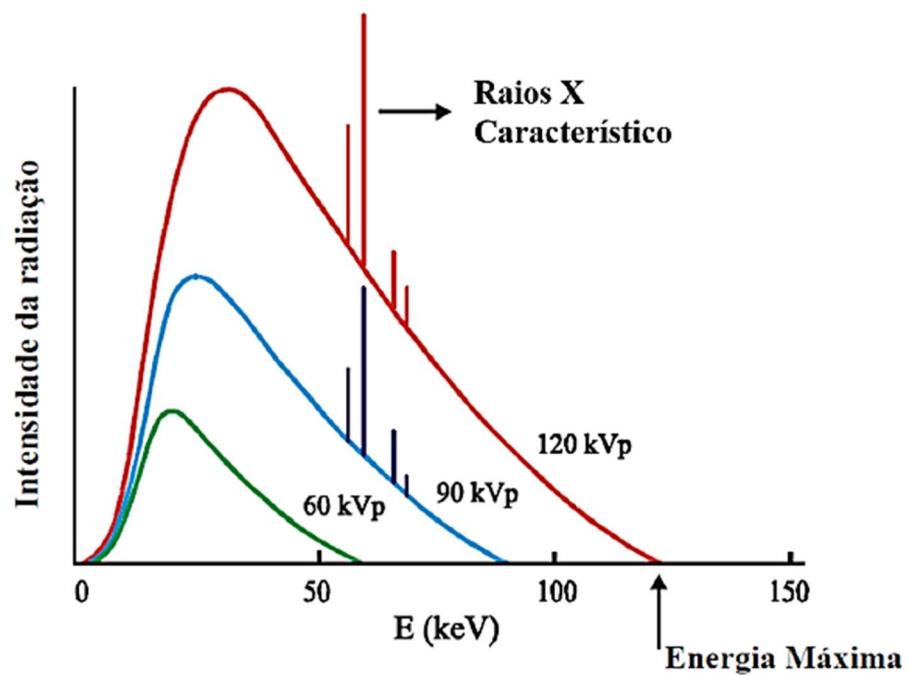


Figura 3.1: Espectro de raios X de freamento com raios X característicos (adaptado TAUHATA, 2003)

3.2 Detector Flat Panel

A radiografia digital (RD) com *flat panel* captura a imagem na forma de um sinal elétrico que será feita através de detectores de radiação que estarão no estado sólido fazendo que se torne possível alterar a radiação ionizante em sinal elétrico. Como podemos ver na figura 3.2, o detector transforma a energia absorvida da radiação em um sinal elétrico que em seguida se transforma em sinal digital por um conversor A/D. A imagem será visualizada de forma quase imediata, em seguida, a aquisição no monitor do computador.

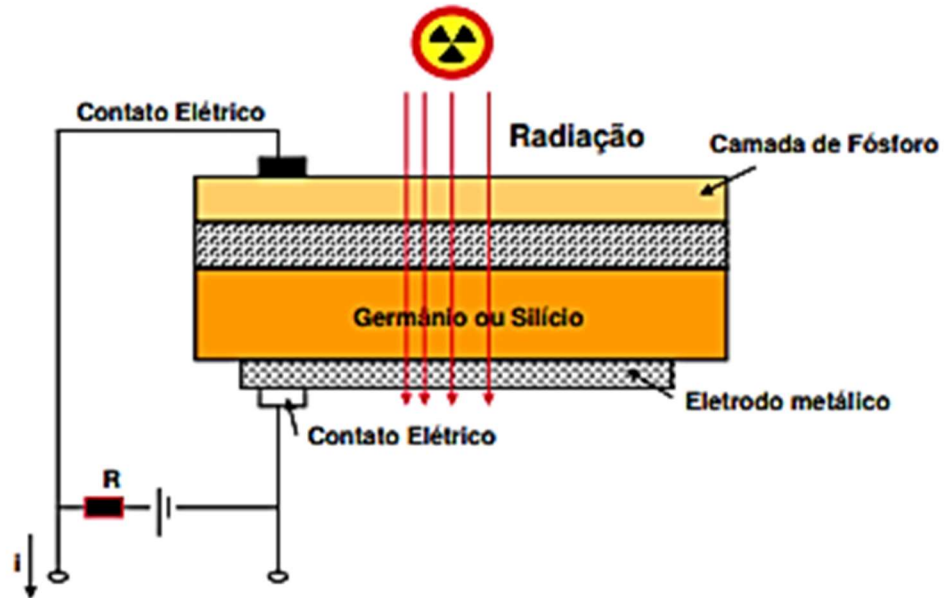


Figura 3.2: Esquema de um detector no estado sólido de germânio ou silício (ANDREUCI, 2014)

Tais detectores são formados por parte superior, onde se tem um material com base de fósforo que emite luz (cintilação) quando interage com a radiação, a luz produzida nesse processo irá incidir no núcleo do detector, que por efeito fotoelétrico irá emitir elétrons, dando assim origem a um sinal elétrico amplificado quando interage com a radiação no terminal do detector. Esta corrente elétrica será diretamente proporcional ao fóton de radiação de entrada.

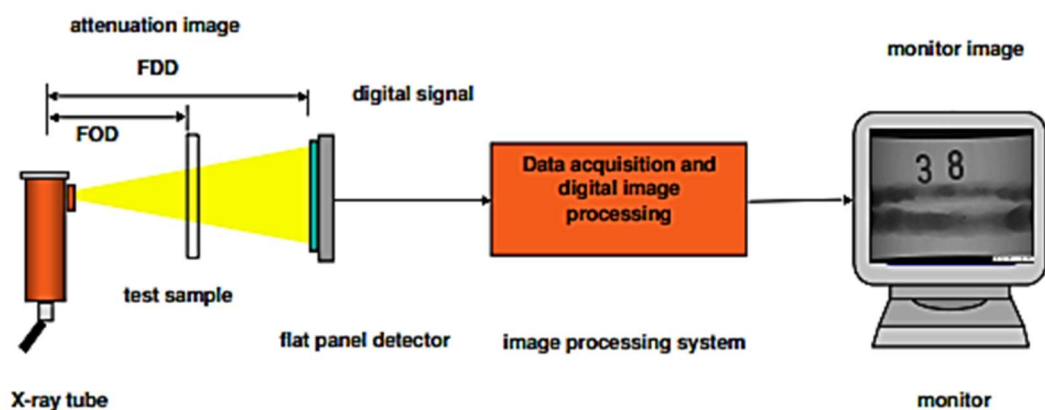


Figura 3.3: Esquema de radiografia digital com detector *flat panel* (ANDREUCI, 2014)

3.2.1 Estrutura de Flat Panel (Digital Detector Array – DDA)

A base da estrutura do Flat Panel são os sensores discretos, estruturados com uma matriz, que terá a captação de dados por cada uma das partes discretas (Figura 3.4), que está conectada a uma estrutura para formar pixels de um arquivo da imagem digital (Figura 3.5 e 3.6), na figura 3.6 mostra um diagrama de como é o passo a passo do sistema de imagem digital.

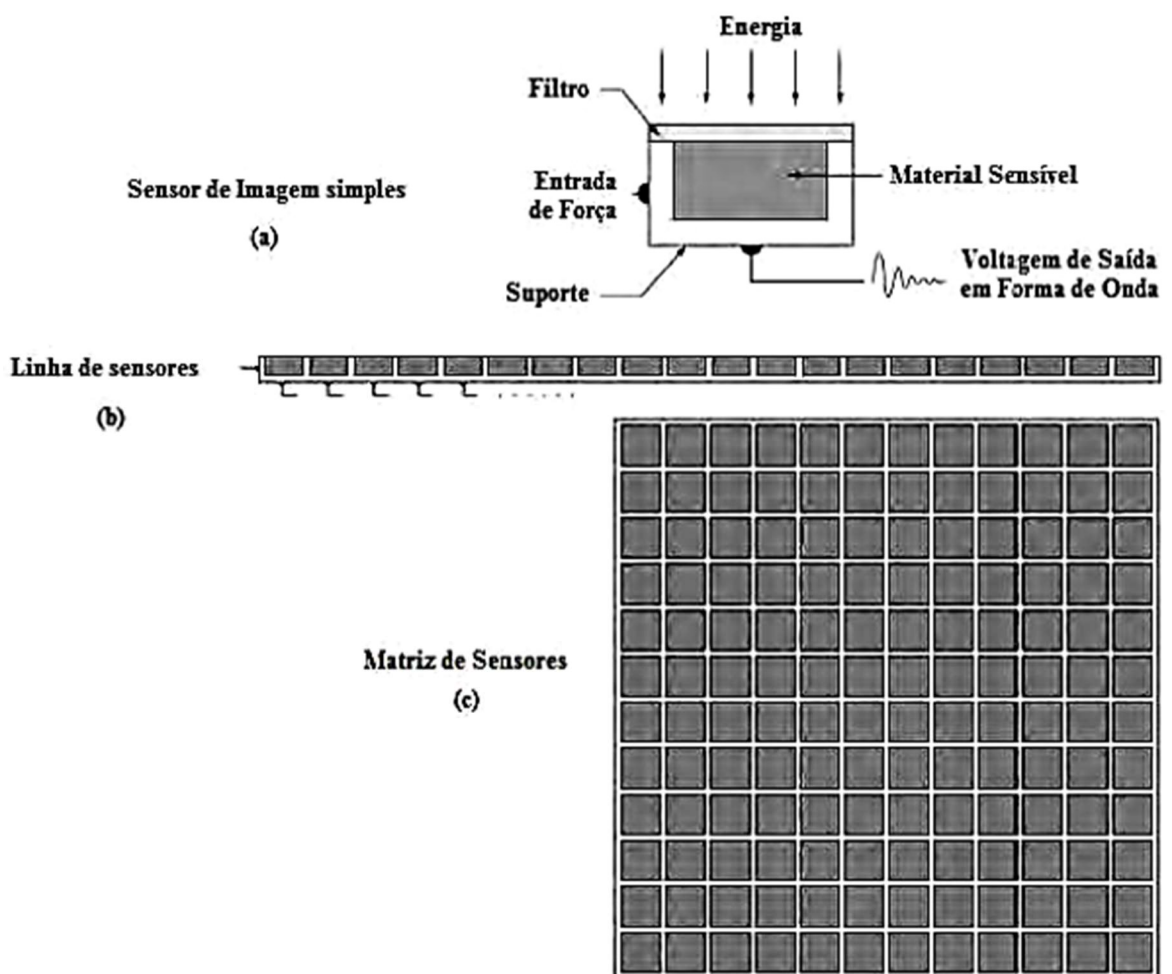


Figura 3.4: (a) Sensor Único de Imagem. (b) Linha de Sensores. (c) Matriz de Sensores (GONZALES & WOODS, 2002)

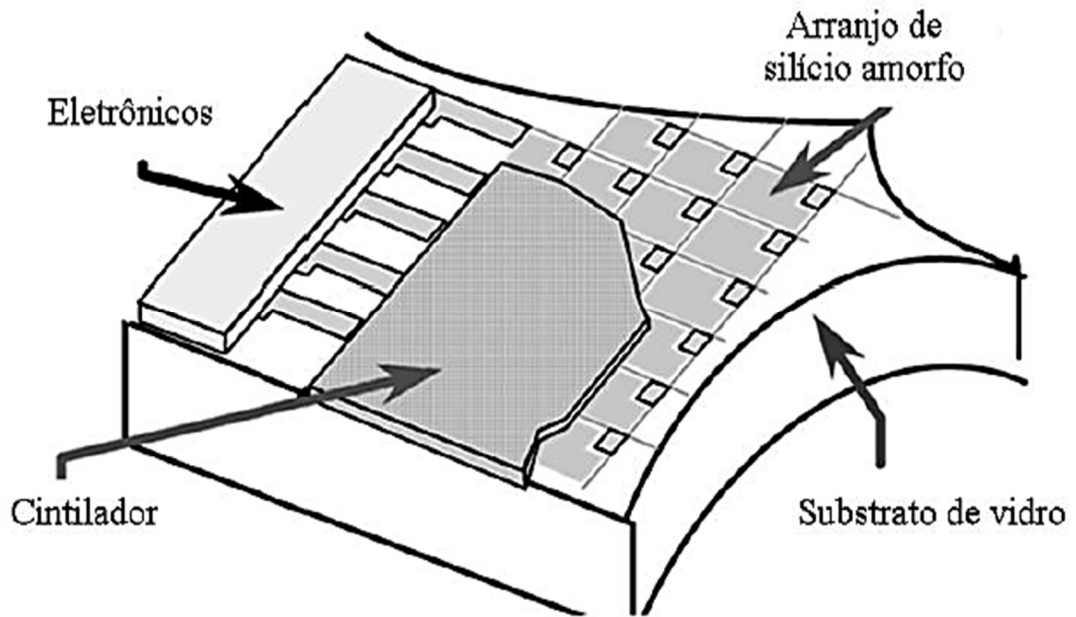


Figura 3.5: Desenho Ilustrativo da estrutura de um DDA de conversão indireta (ASTM E2736-10)

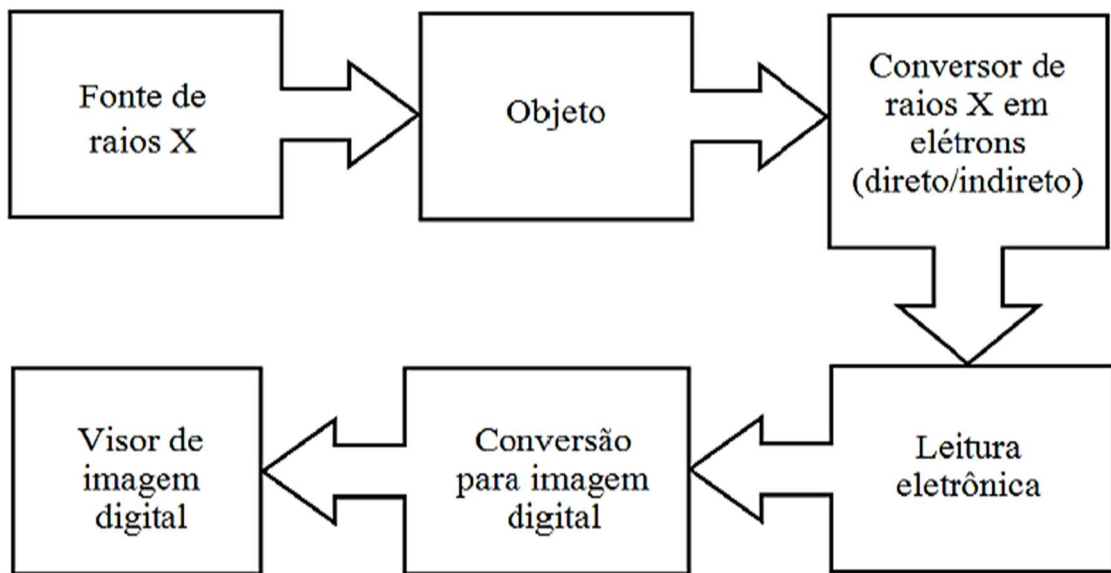


Figura 3.6: Diagrama Básico de um sistema digital com raios x (ASTM E2736-10)

O funcionamento básico do sistema *Flat panel* consiste na captura dos raios X ou raios gama (radiação incidente), com uma estrutura de leitura formada por vários pixels, existem algumas opções para a construção de um *Flat Panel*, porém duas características são bem comuns pela forma de captura da radiação, podendo ser direta ou indireta. Com a forma direta, a radiação será captada diretamente pelos materiais fotocondutores, também conhecidos como semicondutores, e por consequência transformadas em cargas elétricas, já com a maneira indireta apresenta um material cintilador, como podemos ver na figura 3.5 em relação a matriz de sensores (fotocondutores), primeiro acontece o processo de conversão de raios X ou raios gama em luz para que em seguida se tenha a captação pelos fotocondutores, que são geralmente em silício de amorfo (ASTM E2736 – 10).

Temos algumas tecnologias para o sistema digital em relação a estrutura de leitura: detectores a base de metal de óxido de silício complementar (CMOS – Complementary metal oxide silicon), detectores de carga acoplada (CCDs – charge coupled detectores), estruturas de leitura de diodo transistor filme fino de silício de amorfo e estrutura de diodo de silício cristalino linear ou superficial. Após as prováveis formas de captura da radiação e conversão do sinal analógico nesses dispositivos de leitura, o sinal é basicamente amplificado e depois digitalizado (ASTM E2736- 10).

3.3 Interação da radiação eletromagnética com a Matéria

Quando se trata de interação com a matéria, temos três fenômenos que iremos abordar seus principais efeitos, são eles: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares.

Na figura 3.7 estão descritos os três fenômenos a partir do qual a radiação eletromagnética irá interagir com a matéria, são os: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares, então podemos perceber que o efeito fotoelétrico

tem uma predominância para materiais em energias de fótons baixas, conforme a energia vai crescendo podemos perceber que o efeito fotoelétrico vai se tornar predominante para energias medianas e conforme a energia continua aumentando o efeito Compton vai perdendo sua predominância e começamos a ter uma predominância da produção de pares para energias altas.

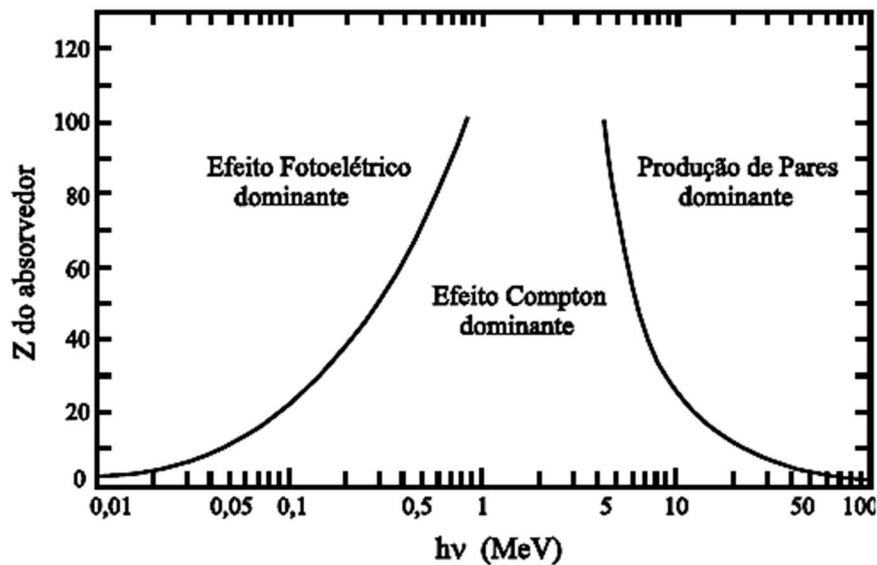


Figura 3.7: Distribuição dos três fenômenos resultantes da interação da radiação eletromagnética com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material. (Knoll,2000)

3.3.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é a forma de interação com predominância para energias baixas, onde será caracterizado pela transferência total da energia de radiação X ou γ (que irá sumir) em um único elétron de um átomo, de modo que o elétron se desprende do átomo com uma energia cinética E_c bem definida, como na equação (1).

$$E_c = h\nu - B_e \quad (1)$$

Onde,

h é a constante de Planck

ν é a frequência da radiação

B_e é a energia de ligação do elétron orbital

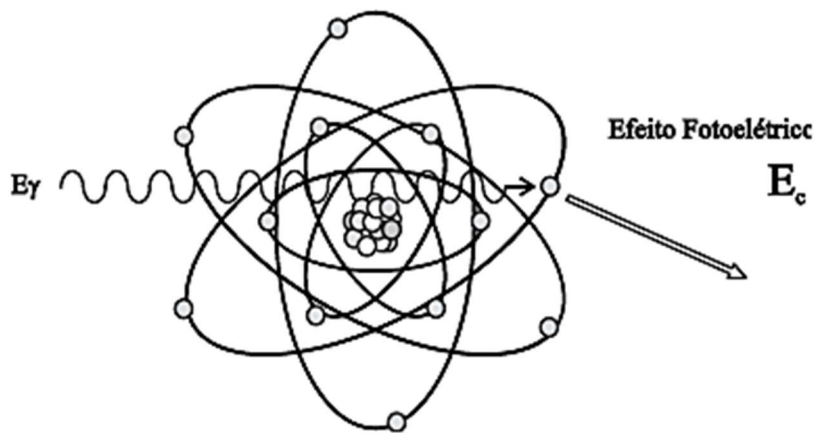


Figura 3.8: Representação do Efeito Fotoelétrico (TAUHATA et al., 2003).

Temos $h \cdot \nu$ como a energia do fóton incidente, então para que o efeito fotoelétrico seja formado é necessário que o fóton incidente tenha energia mínima B_e , com a sua transferência para o material detector, com isso poderá ser utilizado como mecanismo de identificação do fóton e de sua energia.

A probabilidade para que o efeito fotoelétrico ocorra pode ser escrita por uma função analítica para todos os materiais e faixas de energia, com isso existe uma aproximação que pode ser usada pela equação 2,

$$P_{EF} \cong A \cdot \frac{Z^n}{E^{3,5}} \quad (2)$$

Onde:

E é a energia do fóton incidente

Z é o número atômico do material alvo

n pode variar entre 4 e 5

A é uma constante

Então, quanto maior for a energia dos fótons incidentes e quanto menor o número atômico do alvo, menores serão as chances de se verificar esta interação. Essa reação se torna mais provável para fótons de energia de até 100 keV.

3.3.2 Efeito Compton

O efeito Compton se dá quando um fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe apenas uma parte de sua energia e assim continua sua trajetória dentro do material, porém em outra direção. Já que a transferência de energia depende diretamente da direção do elétron que é aleatória, com isso um fóton de energia fixa pode resultar elétrons de energias variável, com um valor mínimo de zero até um certo valor máximo.

Sendo assim, é desinteressante a informação que vem associada ao elétron emergente pois para a detecção de energia não será possível detectar fóton incidente. A energia do fóton espalhado E'_γ vai depender da energia do fóton incidente E_γ e do ângulo de espalhamento θ , podemos representar pela equação 3,

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \alpha \left(\frac{E_\gamma}{m_0 c^2} - \cos\theta \right)} \quad (3)$$

Onde

$$\alpha = \frac{E_\gamma}{m_0 c^2}$$

Assim quando a energia do fóton espalhado for máxima temos $\theta = 0^\circ$ e quando a energia do fóton espalhado for mínima temos $\theta = 180^\circ$.

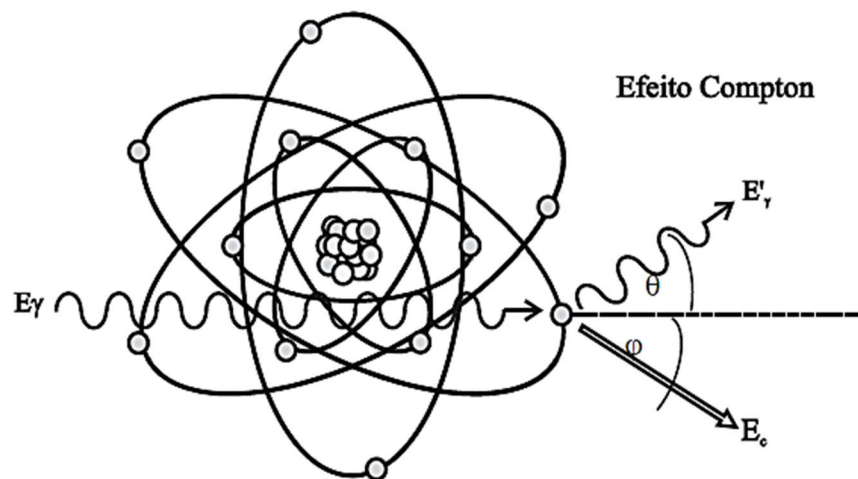


Figura 3.9: Representação do Efeito Compton (TAUHATA et al., 2003).

Este tipo de interação costuma ocorrer menos que o efeito fotoelétrico para baixas energias, como dito anteriormente, e sua probabilidade de ocorrer está diretamente relacionada ao número atômico Z , do material, e inversamente

relacionada ao aumento da energia do fóton (Knoll, 2000), como pode ser visto na relação abaixo:

$$P_{EC} \cong \frac{Z}{E} \quad (4)$$

Como P_{EC} é inversamente proporcional a E , mesmo o efeito fotoelétrico sendo predominante para baixas energias, à medida que a energia dos fótons incidentes na matéria sobe, maiores são as chances de ocorrer o efeito Compton, já que o primeiro cai bem rápido à medida que a energia aumenta, mesmo o efeito Compton ir diminuindo em valores absolutos, acaba virando mais provável que o efeito fotoelétrico na região de energia perto 100 kV.

3.3.3 Produção de Par

A produção de par é o efeito que domina para fótons de altas energias, sendo o único processo de interação de fótons com meio onde seção de choque aumenta com a energia do fóton, o fóton incidente é absorvido na interação e toda sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética partícula – antipartícula ambas carregadas. Este efeito ocorre quando fótons de energia igual ou superior 1,022 MeV ($2mc^2$) passam perto de núcleo atômico elevado, interagindo com forte campo elétrico nuclear. As duas partículas transferem a sua energia cinética para o material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e da origem a 2 fótons, cada um com energia 511 keV.

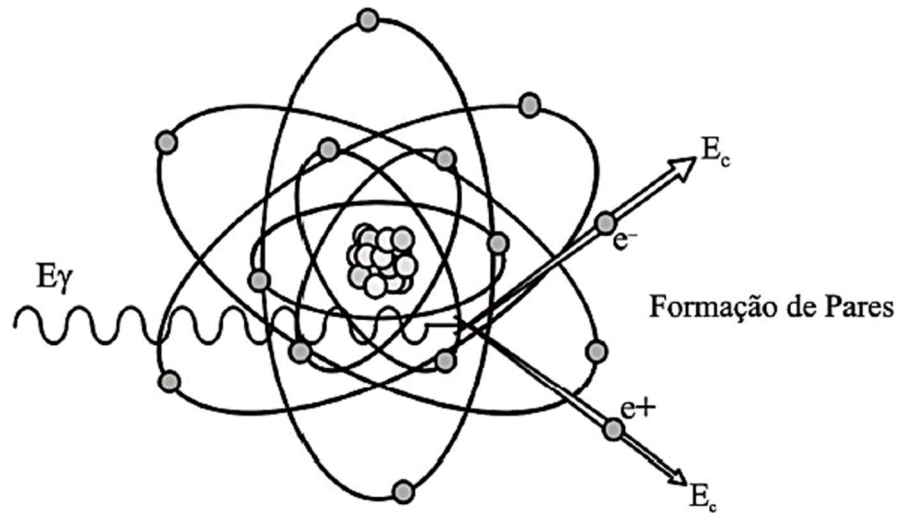


Figura 3.10: Representação do Produção de Par (TAUHATA et al., 2003).

3.4 Imagem Digital

A imagem digital é constituída por dígitos binários que são chamados de bits, onde os dígitos assumem valores de 0 ou 1. Um conjunto de bits são classificados como bytes. Os bits ou bytes são representações dos pixels da imagem digital. As diversas configurações de bytes representam as diversas tonalidades de grau cinza nos pixels. O pixel é o menor elemento num dispositivo de exibição, o conjunto de pixels forma a imagem inteira e cada elemento é representado por um valor numérico em um tom de cinza. A figura 3.11 mostra como funciona o relacionamento entre as configurações de bytes, valores de pixels e tonalidades de cinza (MARCHAND-MAILLET & SHARAIHA, 2005, CORREA, 2009)

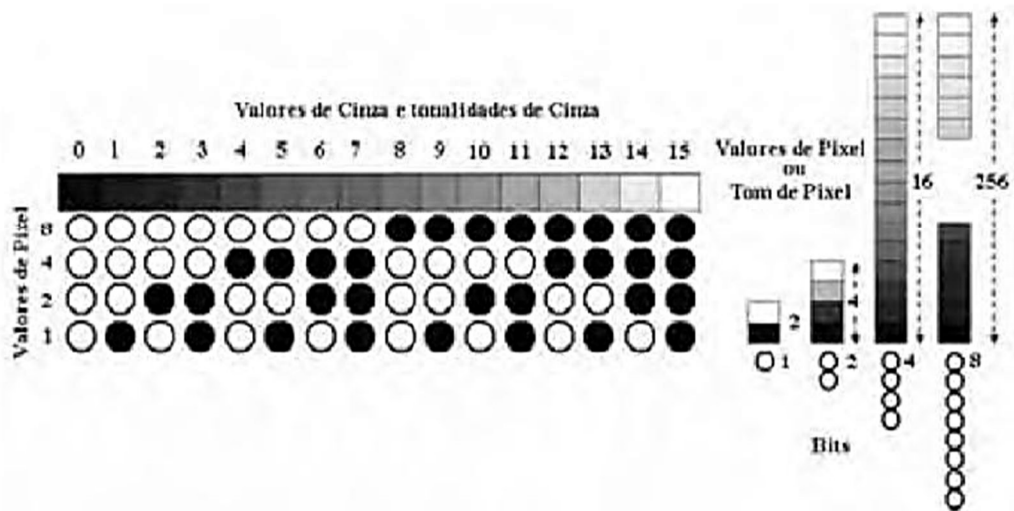


Figura 3.11: Representação Da relação dos valores dos pixels e as tonalidades de cinza obtida (ANDREUCCI,2003)

O número de tons de cinza será determinado por uma ordem da potência de 2^n , onde n será o número de bits. Os mais utilizados no mercado atualmente são 2^8 (256 níveis de cinza), 2^{12} (4.096 níveis de cinza), 2^{14} (16.384 níveis de cinza) e 2^{16} (65.536 níveis de cinza), isso não quer dizer que as imagens irão atingir tais níveis, até porque se atingirmos tais níveis iremos queimar a imagem e assim não ter conseguido formar o objeto desejado, então esses são os valores máximos que pode se atingir.

Detectores digitais tem como estrutura a forma de matriz 2D de sensores, onde cada uma da unidade representara um *pixel* na imagem digital. Cada sensor irá dar sua resposta proporcional à radiação que atinge sua superfície e é capturada. Esse mesmo princípio será aplicado as imagens tridimensionais, porem irá se introduzir mais uma coordenada com isso se torna possível a caracterização de cada ponto através da função $f(x,y,z)$, logo a imagem 3D será representada por uma série de imagens/cortes 2D, a imagem é representada como uma sequência de imagens 2D ao longo do eixo espacial z e o menor elemento passa a ser chamado de *voxel*.

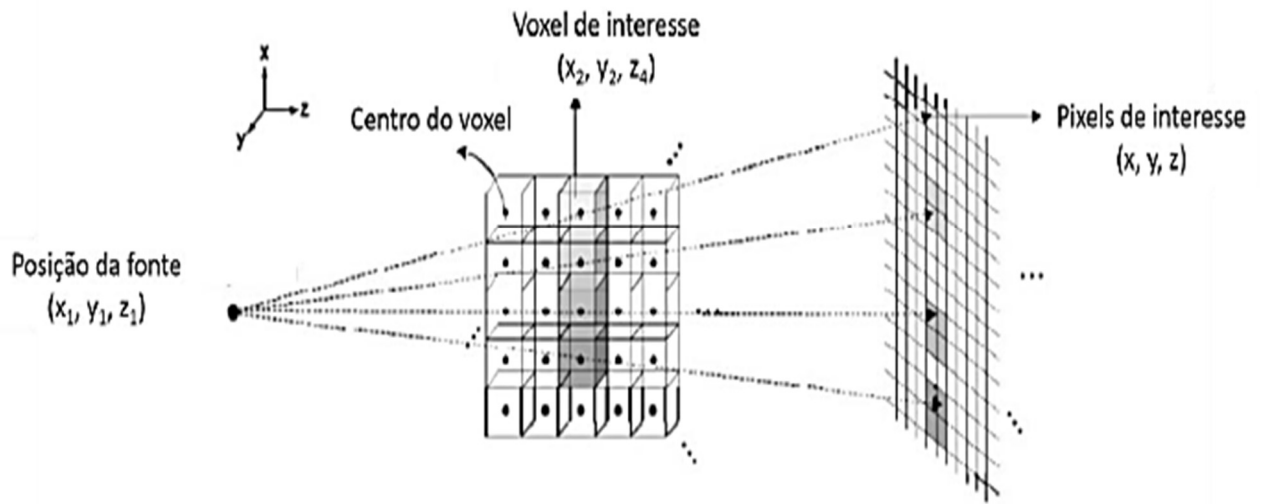


Figura 3.12 Representação Da relação dos valores dos pixels e as tonalidades de cinza obtida (ANDREUCCI,2003)

3.5 A Radiografia e Microtomografia computadorizada

A Radiografia e Microtomografia tem como base a emissão de raios X, onde se formam projeções bidimensionais, e temos a reconstrução dessas projeções por algoritmos matemáticos formando uma imagem 3D, com o volume digital representativo da amostra.

Em um sistema de radiografia, raios X serão gerados a partir de um tubo de raios X, onde temos tensão e corrente controladas, sendo assim possível identificar a energia máxima atingida pelo feixe quando o mesmo sai do tubo de raios X, a intensidade da radiação desse feixe atravessa o objeto e seus fótons interagem da mesma maneira e posteriormente são captados por um detector, capacitando a posterior integração que resultara no objeto em questão reconstruído digitalmente. De acordo com a equação 5:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (5)$$

Onde,

I_0 é a intensidade da fonte da radiação;

I é a intensidade da radiação após atravessar o material;

x é a espessura do material;

μ é o coeficiente total de absorção do material

μ é a soma dos coeficientes representados de acordo com os processos de absorção da radiação pela matéria, são eles, efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares, μ_f , μ_c e μ_p , representando respectivamente, a probabilidade de ocorrência dos fenômenos ditos.

Assim, as diferenças na densidade e variações na espessura do material, ou até as diferenças nas características de absorção causadas por variações na composição do material e com isso teremos uma variação na intensidade do feixe transmitido, que irá depender da natureza do material e energia da fonte de radiação. Assim a diferença irá aparecer no detector devido a variação entre as intensidades da radiação que passa pela parte homogênea do corpo pela descontinuidade, como a apresentação mostrada na figura 3.13.

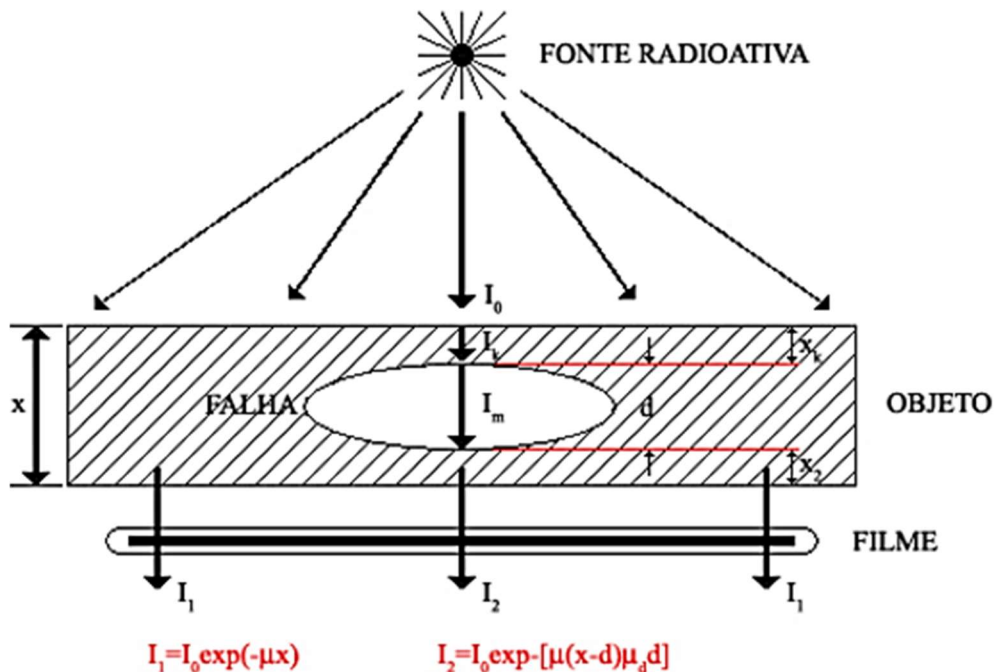


Figura 3.13: Representação do Processo radiográfico

A diferença dos coeficientes de absorção (μ) no material (μ_d) na falha, aumenta em decorrência do aumento da diferença das densidades do material com e sem descontinuidade, e assim a sensibilidade deste método será diretamente proporcional a descontinuidade. μ é inversamente proporcional à energia (efeito Fotoelétrico e Compton), então, existe perda de sensibilidade para fontes de energia mais altas.

3.6 Equipamentos de Raios x

Os equipamentos de raios X são aparelhos que emitem radiação X, de acordo com uma tensão e uma corrente que o especialista irá estabelecer de acordo com o tipo e espessura do material a ser analisado. Os aparelhos de raios X recebem suas classificações a partir de sua potência e de acordo para quais aplicações são projetados. Para a área industrial temos equipamentos que emitem raios X com energias de 80 a 500 kV.

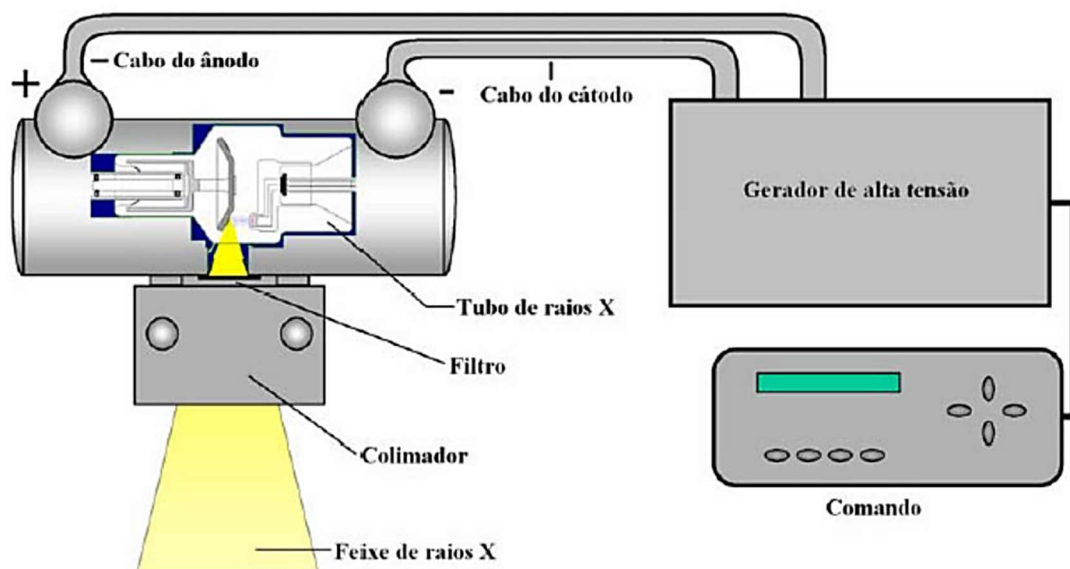


Figura 3.14: Representação do processo radiográfico (OLIVEIRA,2010)

Existem dois tipos de tubos de raios X para serem usados nas aplicações de tomografia são eles: de transmissão e direcional. Este último é o de principal interesse pois foi o utilizado no estudo, e seu esquema é mostrado na figura 3.15

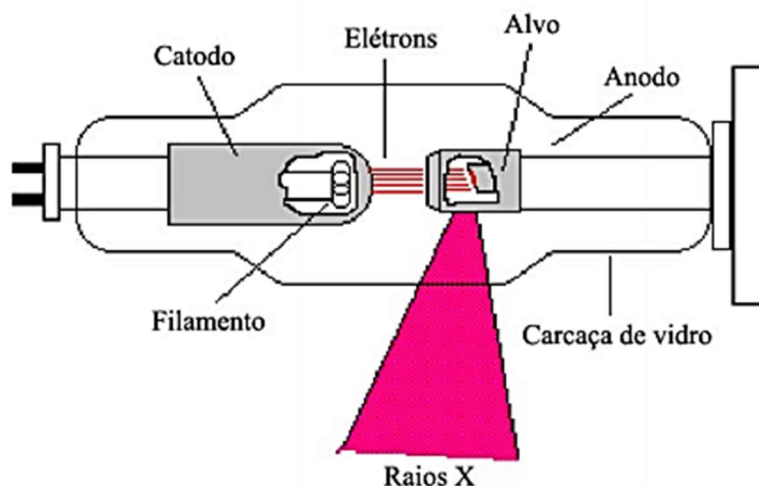


Figura 3.15: Ampola de Raios x (ANDREUCCI,2003)

No tubo de raios X, temos alguns componentes presentes que são essenciais são eles: catodo, filamento aquecido e o anodo(alvo), como mostra na figura 3.15, nos filamentos do catodo é aplicada uma corrente, que irá aquecer os filamentos fazendo e com isso os elétrons são soltos do material por uma reação térmica. Assim que soltos, os elétrons são acelerados em direção ao alvo pelo campo elétrico gerado através da diferença de potencial aplicada no sistema. O feixe de elétrons é controlado pelo aquecimento do filamento, assim quanto maior for a temperatura dos filamentos, maior será a quantidade de elétrons que serão desprendidos, na colisão com o alvo, os elétrons são desacelerados pro completo, perdendo totalmente sua energia cinética, que parte irá para o alvo e o restante será convertida em ondas eletromagnéticas na forma de raios x. O catodo é o polo negativo do tubo de raios x.

O anodo é o polo positivo do tubo de raios x, podendo ser de duas maneiras: fixo ou rotatório. O anodo serve de suporte para o alvo. Produzido de cobre para se ter uma rápida dissipação do calor, já que os elétrons quando se

chocam com o alvo tem algo em torno de 99% de sua energia cinética convertida em calor.

O anodo fixo é encontrado em equipamentos de baixa potência, como nos equipamentos odontológicos e alguns equipamentos portáteis. Para equipamentos de média e alta potência é utilizado o anodo rotatório.

O anodo rotatório é constituído por um disco que gira conforme sua exposição. Temos o alvo na parte externa do disco, possibilitando assim a dissipar o calor produzido numa maior área. No começo o alvo era produzido de Tungstênio, porém com o passar do tempo para se ter um aumento da resistência da superfície com a formação e buracos, passou a ser feita com uma liga, composta de 90% de tungstênio e 10% de rênio.

3.7 RESOLUÇÃO ESPACIAL

É um dos principais componentes de parâmetros que veem a afetar a qualidade da imagem digital e a resolução espacial. A resolução espacial pode ser descrita como a menor separação ou distância entre dois pontos da imagem que podem ser diferenciados ou visto.

A resolução espacial de uma imagem digital está diretamente ligada a diversos tipos de fatores que ajudam para uma degradação do sinal, podendo causar assim uma perda de definição da imagem (desfocagem geométrica) a partir dos itens destacados abaixo:

3.8 ESTRUTURA DE LEITURA

Os transistores de filme fino (TFT – *Thin Film Transistor*) é uma estrutura de leitura pixelada à base de silício de amorfo (a – Si), representando um grande *flat panel*. A figura 3.16 mostra uma representação esquemática de uma engenharia de DDA de silício de amorfo. A camada de material cintilador é quase sempre depositada ou acoplada de maneira direta sobre o silício, facilitando com isso a eficiência optica ou transferência de elétrons. Já que pode ser construída para que se receba uma grande deposição de silício amorfo e técnicas de processamento/armazenamento. (ASTM E2736-10)

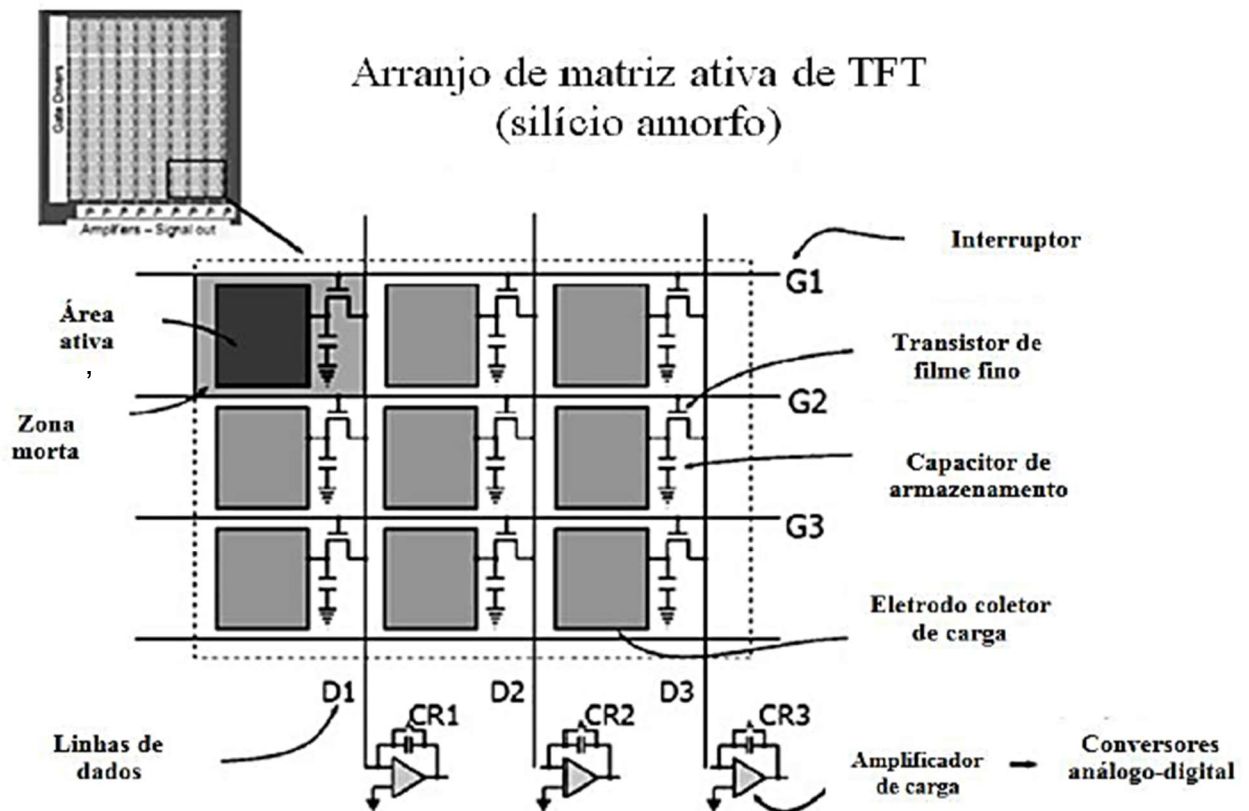


Figura 3.16 Representação esquemática de uma parte de um arranjo de matriz ativa de TFT (SEIBERT,2006)

A matriz ativa TFT é formada por milhões de elementos de detectores, onde cada um contém um transistor, eletrodo coletor e capacitor de armazenamento, todos formados em um substrato amorfo. Os elementos individuais estão formados por linhas de interruptores pelas linhas que operam o TFT, por toda linha das colunas (saída do TFT), e pelos amplificadores de carga (que são ligadas as linhas de carga), que recebem as cargas a partir de específicos elementos detectores. Com o funcionamento, a carga gerada dentro de cada pixel do fotodiodo, a partir do processo de absorção de raios x e cintilação, e assim armazenada em cada elemento detector e lidas pelas linhas, uma a uma, possibilitando com isso que a carga passe do capacitador de armazenamento através do TFT, e seguido para a linha de dados e para o amplificador de carga, depois cada transistor é zerado e pronto para a próxima exposição (SEIBRT,2006). O amplificador de carga converte o pacote de carga em Voltagem, em seguida ocorre um estágio de ganho programável e pela conversão analógico digital, que converte a tensão para um número digital, onde os dados são formados em uma imagem de pixel $M \times N$ (M = número de colunas e N = número de linhas).

A escolha da estrutura de leitura é algo de extrema importância, pois pode influenciar diretamente no resultado do trabalho e se ter um bom desempenho da inspeção. Iremos analisar o tamanho do objeto a ser inspecionado, suas características e dimensões que precisam ser inspecionadas, Para aplicações com pequeno campo de visão, a utilização do CCD ou CMOS teremos uma alta resolução espacial e uma grande eficiência na coleta de luz, já que esses dispositivos tem tamanhos de pixels por volta de $10 \mu\text{m}$, já para uma aplicação com um campo de visão maior se torna mais viável utilizar silício de amorfo pois teremos uma eficiência de coleta, sendo fino e compacto. Porém, perde um pouco em relação ao pixel, normalmente na ordem de $100 \mu\text{m}$ ou mais (ASTM E2736 – 10).

3.9 SINAL RUÍDO

O sinal recebido pelo DDA é a resposta deste detector a dose de radiação que incide no detector, já o ruído será a variação do sinal lido para a mesma quantidade de dose. A característica do sinal e ruído do detector digital depende da qualidade da radiação e da estrutura do DDA. A qualidade da radiação estará diretamente ligada com a eficiência do detector, que está ligado a eficiência quântica do cintilador, A eficiência do cintilador quântico quanto maior for, maior será a SNR (*Signal-to-Noise Ratio*) do detector. A estrutura do DDA é caracterizada pelo tipo de cintilador e de cadeia de conversão de sinal utilizado e suas estruturas eletrônicas associada. No sistema DDA é otimizado pelas estatísticas de Poisson, o ruído é proporcional a raiz quadrada do nível de sinal capturado (ASTM E2736 – 10).

O feixe de raios x transmitido, se propaga através de vários estágios de conversão de energia. Os quanta primários são radiações incidentes em uma determinada área da superfície do detector. Uma fração é dada pela eficiência da absorção do material, interage. Num segundo momento será ideal que a eficiência da absorção seja alta, ou uma dose mais robusta de radiação será necessária até alcançar um nível de sinal desejado. A SNR aumenta com a raiz quadrada do número de quanta que interage com o detector. Independentemente do valor da eficiência quântica, a SNR será máxima para o sistema, que ocorrerá nesse ponto ($SNR = \sqrt{N}$, onde N é o número de quanta do segundo estágio). O desempenho aumentará se mais fótons de radiação são capturados. O processo que vem a seguir após a emissão de luz e sua captura pelo fotodiodo que resultam em perdas e fontes adicionais de ruído. (ASTM E2736 – 10).

Os níveis de cinza podem ser melhorados, selecionando algumas características, como: (a) Um maior tempo de exposição, (b) uma combinação de frames, (c) um maior fluxo de feixe, (d) uma maior energia de feixe de

radiação, (e) uma distância menor entre fonte e detector ou (f) um DDA diferente com uma maior detecção de absorção. Importante lembrar que um material com uma maior absorção mais espesso pode afetar a resolução espacial do DDA.

3.10 Resolução Espacial Básica

A resolução espacial básica (SRb – basic spatial resolution) esta ligada com o grau de perda de definição da imagem (penumbra geométrica) e assim definida de acordo com a capacidade de um sistema de imagem poder distinguir a separação entre dois pontos adjacentes (WILLIANS, 2007). Conhecido também como o menor detalhe geométrico, que pode ser equacionado com o DDA. É bem parecido com o tamanho do pixel efetivo e é expresso em μm . A SRb é definida através de um IQI de fio duplo (ASTM E2002), onde é medido o valor da penumbra da imagem, por um perfil de linha traçado sobre a imagem dos pares de fio. Temos como padrão um mínimo de 20% de modulação de contraste é assumido como o par de fio visível. A metade do valor da penumbra corresponde ao tamanho do pixel efetivo ou a resolução espacial básica.

Dentre alguns fatores que estão ligados a resolução espacial podemos citar o tamanho e quantidade do Pixel, o tamanho e a quantidade de Pixel da imagem são fatores preponderantes para análise de detalhes de uma imagem digital. Uma boa resolução da imagem requer pixels menores possíveis. Outro fator importante é o número de bits que serão usados para representar cada pixel. Assim pode afetar o nível de cinza, então quanto maior o número de bits por pixel, maior será os níveis de tons de cinza da imagem OLIVEIRA, 2007).

A SRb pode ser medida de algumas maneiras, porem o comitê de normas recomenda o uso do método de IQI de fio duplo pela sua simplicidade (EM 462 – 5, ISO 19232 – 5 e ASTM E2002). A medida de IQI de fio duplo fornece um valor total da penumbra da imagem em μm (EWERT, 2011).

3.11 INDICADOR DE QUALIDADE DE IMAGEM (FIO DUPLO)

O IQI de fio duplo é uma barra feita de plástico, que tem no seu interior 13 pares de fios metálicos feitos de diferentes espessuras numerados de 1D a 13D, assim como podemos ver na figura 3.17a, a distância entre os, para cada par, é igual ao diâmetro dos mesmos, existe também um IQI de fio duplo com 15 pares como na figura 3.17b, geralmente utilizados para praticas que requerem mais detalhes.

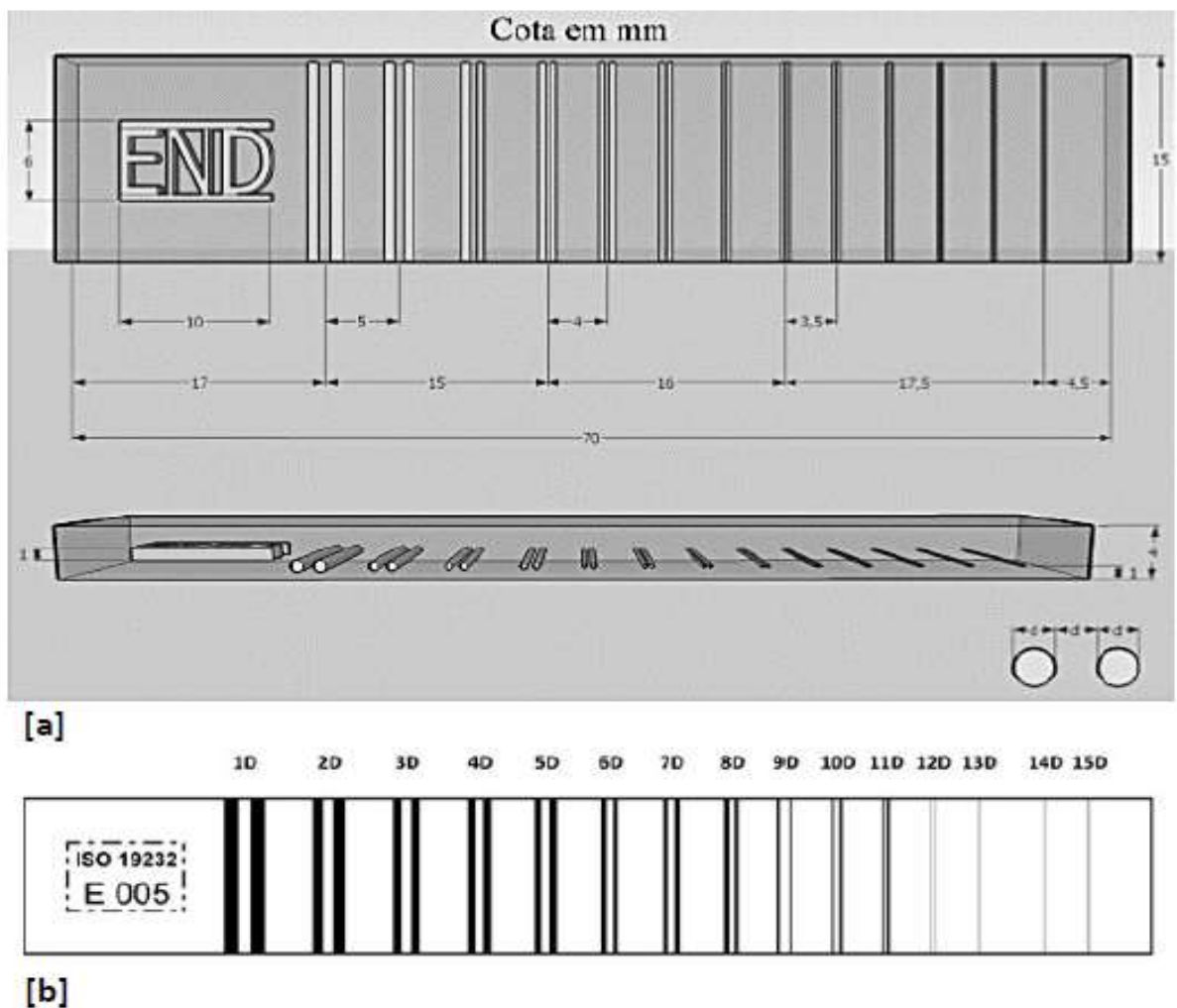


Figura 3.17 Indicador de Qualidade (IQI) de Fio Duplo. [a] com 13 pares de fios, para inspeção básica de resolução espacial de imagem (OLIVEIRA, 2009) e [b] com 15 pares de fios (fonte:<http://ndtsupply.com>)

A tabela 3.1, nos mostra: A numeração dos elementos (pares de fio); o valor da penumbra corresponde (2d), a distância entre os fios (d, valor do diâmetro do fio), o valor do SRb pode ser obtido a partir da equação 5.

$$SRb = \frac{1}{2} u_t \quad (5)$$

Nº do Par de Fio	Penumbra Geométrica (mm)	Diâmetro do Fio (mm)	Tolerância (mm)	pl/mm
15D	0,06	0,032	±0,004	15,600
14D	0,08	0,040	±0,004	12,500
13D	0,10	0,050	±0,005	10,000
12D	0,13	0,063	±0,005	7,936
11D	0,16	0,080	±0,005	6,250
10D	0,20	0,100	±0,005	5,000
9D	0,26	0,130	±0,005	3,846
8D	0,32	0,160	±0,010	3,125
7D	0,40	0,200	±0,010	2,500
6D	0,50	0,250	±0,010	2,000
5D	0,64	0,320	±0,010	1,563
4D	0,80	0,400	±0,010	1,250
3D	1,00	0,500	±0,02	1,000
2D	1,26	0,630	±0,02	0,794
1D	1,60	0,800	±0,02	0,625

Tabela 3.1 Valores de Parâmetros do IQI de fio duplo. (ASTM E2597 – 07)

Para obtermos o SRb pelo sistema, utilizamos o programa para fazer análise da imagem onde será traçado o perfil de linha da imagem do IQI. Esse perfil de linha da imagem forma um gráfico a partir dos valores de cinza, em função da distância como podemos observar na figura 3.18 abaixo:

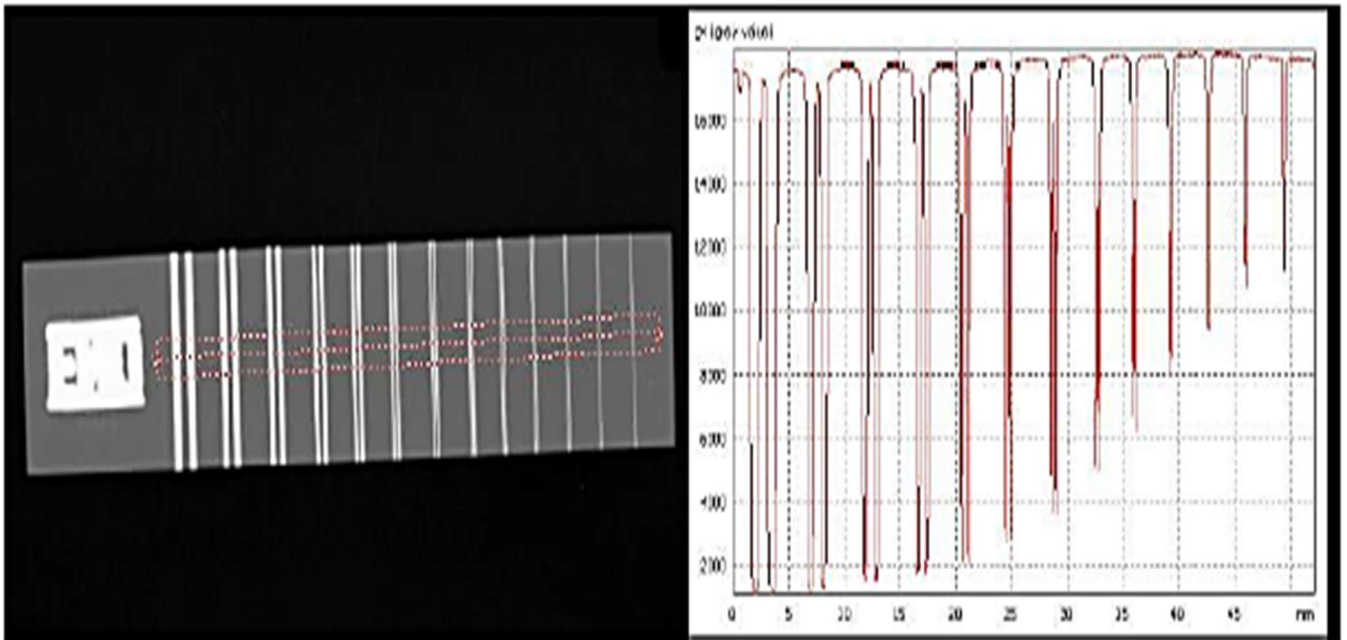


Figura 3.18 Imagem radiográfica do IQI de fio duplo com seu perfil de linha (Azevedo, 2016)

3.12 Relação Sinal Ruído

A relação sinal ruído (SNR – Signal-to-Noise Ratio) é o quociente do valor médio de intensidade do sinal e o desvio padrão do sinal ou ruído. Sendo todo e qualquer sinal não desejado que vem a interferir a detecção ou processamento do sinal de interesse. Tal índice de qualidade da imagem degrada o desempenho do sistema e quanto maior for a relação do sinal – ruído (figura 3.19) mais qualidade teremos da imagem para termos uma visualização dos detalhes (OLIVEIRA, 2010). Assim como outros fatores, a SNR irá depender da dose de radiação.

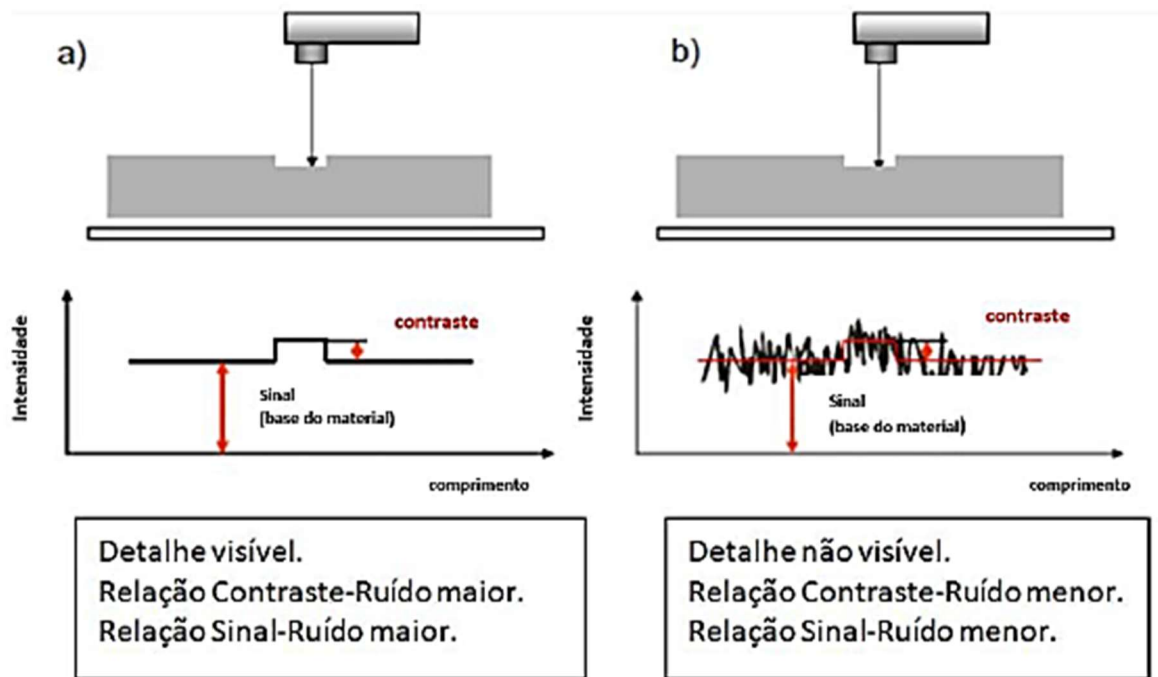


Figura 3.19 A influência do ruído na visibilidade de um detalhe na radiografia: a) O detalhe é perceptível se a contribuição do ruído pode ser ignorada; b) O detalhe não é visível se o ruído for maior do que o contraste (EWERT, 2011)

Podemos calcular a SNR pela razão da intensidade média do sinal pelo seu desvio padrão descritos nas equações 6, 7 e 8. Podemos obter esses valores por programas de processamento de imagem.

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (6)$$

Sendo

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i,j} X_{i,j} = \bar{x} \quad (7)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{(x_{i,j} - \bar{x})}{N-1}} \quad (8)$$

Onde i e j representam respectivamente o número de linhas e o número de colunas da área realmente utilizada para determinar a SNR.

Podemos também chegar a uma dedução para a relação sinal ruído normalizada (SNR_N) que será obtida quando a SNR é normalizada pela SR_b e é calculada pela Equação 9.

$$SNR_N = \frac{SNR_{média} \times 88,6}{SR_b} \quad (9)$$

Em nível de comparação de DDAs com formatos de pixels diferentes uma aproximação pode ser feita para normalizar a SNR pela SR_b que será medida em μm . Quando realizamos a normalização, temos um fator 88,6 μm que é o valor limite da linha de base, feitas com os procedimentos de normalização de filmes (ASTM E1815). A área de abertura circular para dosimetria do filme coincide com a área de uma caixa quadrada da amostragem digital com 88,6 μm de lado. Com isso, o pixel quadrado DDA pode ser comparado em uma relação de 1 para 1 com o filme.

3.13 FUNÇÃO TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

A Função Transferência de Modulação (MTF do inglês – *modulation transfer function*) é uma medida de capacidade que o sistema tem em reproduzir o contraste da imagem de acordo com uma diferença de espessura e ou densidade do objeto em diversas frequências espaciais ou níveis de detalhe. Quanto maior os valores da MTF, melhor a nitidez e resolução que iremos obter de um objeto (MOREIRA, 2010). A MTF mede também a qualidade da imagem e é obtida através do IQI de fio duplo. Com a leitura dos valores de máximos e

mínimos de intensidade que irão corresponder a cada par de fios, de acordo com o perfil de linha, assim é gerada a curva MTF em função do número do par de fios (p/mm) normalizada como podemos ver na figura 3.20, temos o par de fio 1 que corresponde a 100% e os menores que 1 tendem uma difícil identificação da separação de fios por conta do aumento da frequência. Então quanto maiores os valores da MTF, melhor será a nitidez e resolução de uma imagem (MOREIRA, 2010).

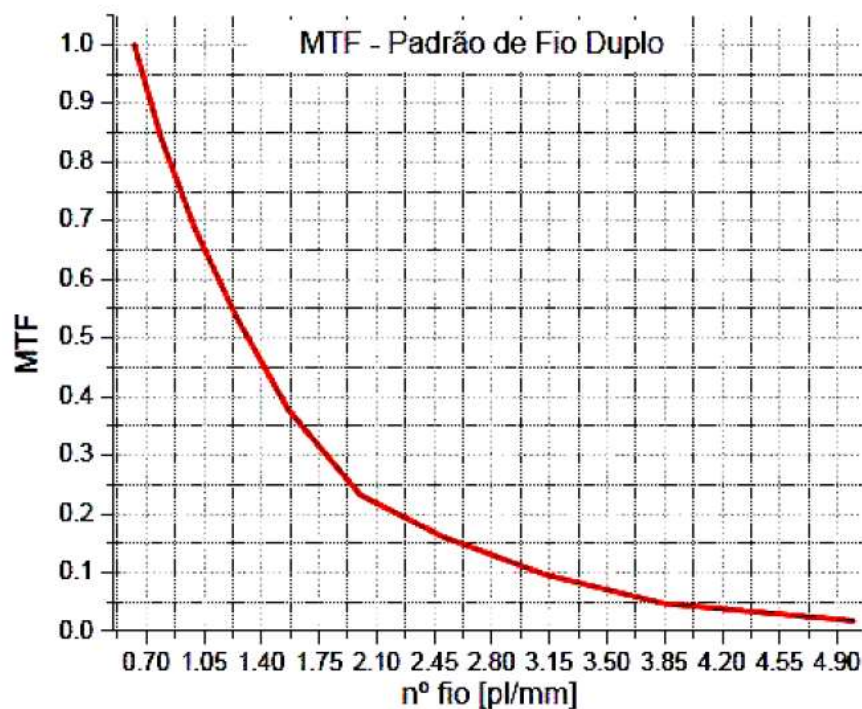


Figura 3.20 Curva de MTF (MOREIRA, 2010)

A resolução de detectores de imagens é geralmente descrita em termos de MTF (*modulation transfer function*) de uma amostra. Assim será descrito características transferidas do sinal em função da frequência espacial se levando em conta os diversos estágios de detecção, entre o sinal da imagem sem e com um objeto.

A MTF pode também ser medida pela aquisição da imagem de um *phantom* (na maioria das vezes uma placa com bordas alinhadas e colocadas sobre o detector com uma inclinação de aproximadamente de 5° para linha

matriz). Usamos um programa de análise de imagem que gera um perfil numa região próxima a borda do *phantom*, com valores de pixels na posição da borda para N linhas consecutivas.

3.14 TÉCNICAS DA TOMOGRAFIA

A Tomografia computadorizada é uma técnica que tem os mesmos princípios físicos da radiografia, porém fornece uma imagem tridimensional (3D). Para termos uma radiografia é necessária um determinado número de radiografias podendo ser por diferentes ângulos ($360^\circ / n^\circ$ de passo angular) e calcular matematicamente a distribuição 3D do coeficiente de atenuação (CNUDE & BOONE). Quanto menor o passo angular, maior o número de radiografias e mais informações serão fornecidas sobre o objeto de estudo e assim uma melhor qualidade tomográfica (outros fatores também devem ser levados em conta). A tomografia pode ser realizada com a movimentação do conjunto fonte – detector em torno do objeto fixo, ou podemos ter o movimento do objeto em relação ao conjunto fonte – detector fixo. A figura 3.21 esquematiza o princípio de formação de imagem tomográfica, o detector utilizado no esquema é do tipo flat panel.

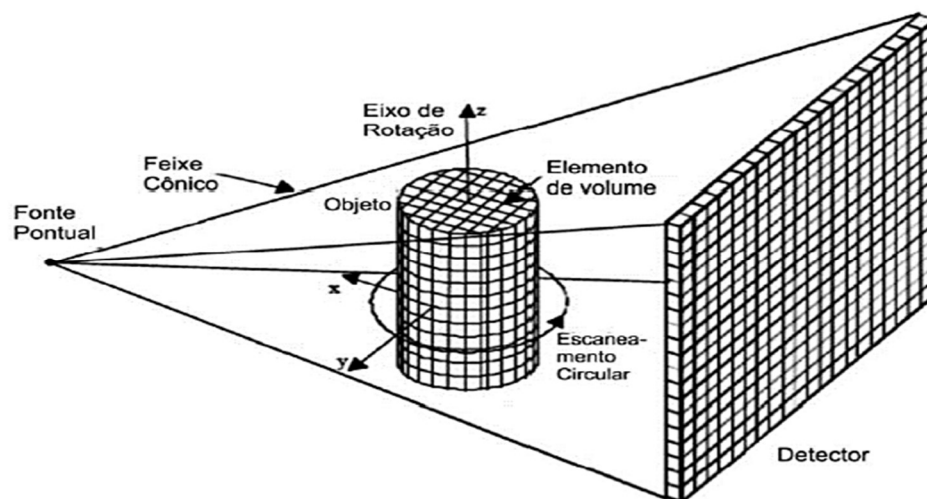


Figura 3.21 Princípio da formação da imagem tomográfica (ANDREUCCI, 2017.)

Uma das diferenças entre a TC e microCT é o tamanho focal utilizado da fonte utilizada. Na microCT o tubo de raios x apresenta tamanho focal reduzido

uma espécie de microfoco, proporcionando assim uma melhor resolução espacial (ordem de micrometros). Quanto menor o foco, melhor será a nitidez resultando em uma melhor qualidade nas imagens adquiridas. Por consequência seu tamanho reduzido, a tensão e corrente são menores que encontradas em equipamentos de TC. (Lima et al, 2017.). A figura 3.22 representa um esquema de microtomografia

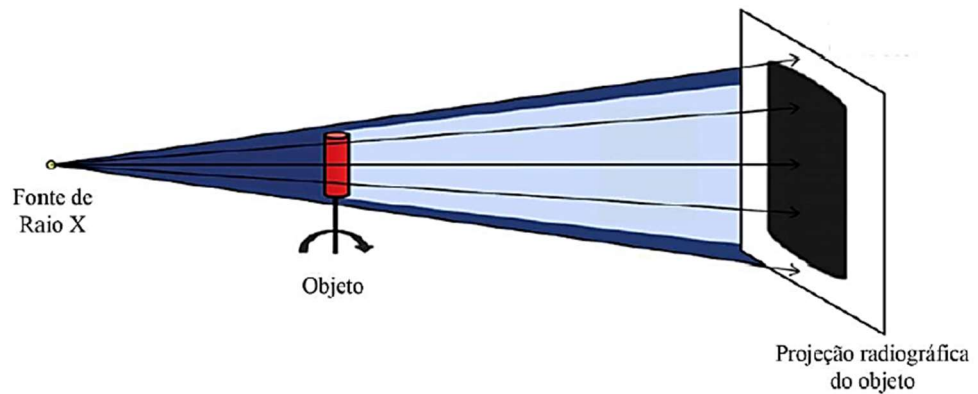


Figura 3.22 Diagrama básico de um sistema de microtomografia, onde um objeto gira em torno de seu eixo enquanto as radiografias são projetadas no detector (CNUdde e BOONE, 2013.)

4 MATERIAIS E MÉTODOS

“O que caracteriza o método científico é a procura da verdade e não a verdade em si. A sua configuração da realidade pode ser questionada e todos têm o privilégio da repetitividade, desde que os materiais e métodos sejam os mesmos. “

(Carlos Castro)

Neste capítulo serão apresentadas e discutidas as etapas que estão associadas aos aspectos metodológicos que foram adotados nesse trabalho. Apresentaremos toda a descrição do equipamento, descrição das amostras e descrição dos ensaios com parâmetros de aquisição.

4.1 EQUIPAMENTO

Nosso sistema foi desenvolvido pelo LIN, com o intuito de termos um tomógrafo portátil, para assim conseguirmos inspecionarmos peças (esculturas, quadros e outros materiais) que por motivo do seu valor, não podemos levar a peça para o laboratório, para que possamos fazer uma análise mais criteriosa.

Para montarmos nosso equipamento de microtomografia portátil, utilizamos do princípio básico para formação de um tomógrafo, que é a fonte de raios x (ICM CP120B) portátil e compacta para podermos manusear com facilidade e que fosse de fácil traslado, o próximo passo foi encontrar uma mesa giratória, para fazer a rotação do objeto e assim adquirirmos imagens em 360° e

com um passo de grau de rotação que fosse controlado e modificado de acordo com cada peça inspecionada, com isso o LIN criou uma mesa giratória totalmente adaptada para o sistema, então, chega a última e talvez mais importante parte do sistema que é um detector para capturar as imagens com uma qualidade boa e de alta resolução, para isso, utilizamos o detector *flat panel* (DXR 250U-W), para podermos comparar com as imagens feitas pelo microtomógrafo industrial e compararmos em relação ao que o nosso sistema perdeu em qualidade para o industrial, ou se alcançou uma qualidade equivalente.

Os índices em relação à distância fonte-detector e distância fonte-objeto são obtidos de forma manual, com podemos ver na figura 4.1, o software para aquisição de imagem é o Rhythm RT da GE, próprio para fazermos a aquisição de imagens, onde podemos selecionar quantos frames desejamos obter e quanto tempo de aquisição para cada frame, pois isso irá influenciar diretamente na qualidade da imagem, aumentar ou diminuir a quantidade de tempo de exposição a radiação que o objeto irá ser submetido terá uma relação direta na redução de ruído na imagem digital, assim como Utilizamos um software para fazermos o controle da aquisição da imagem, para fazermos o controle da mesa utilizamos o software Arduino, onde o software foi todo programado de acordo com a necessidade do sistema e assim conseguirmos controlar o passo angular e assim, conseguirmos controle da mesa, direto pelo computador e por uma distância significativa.

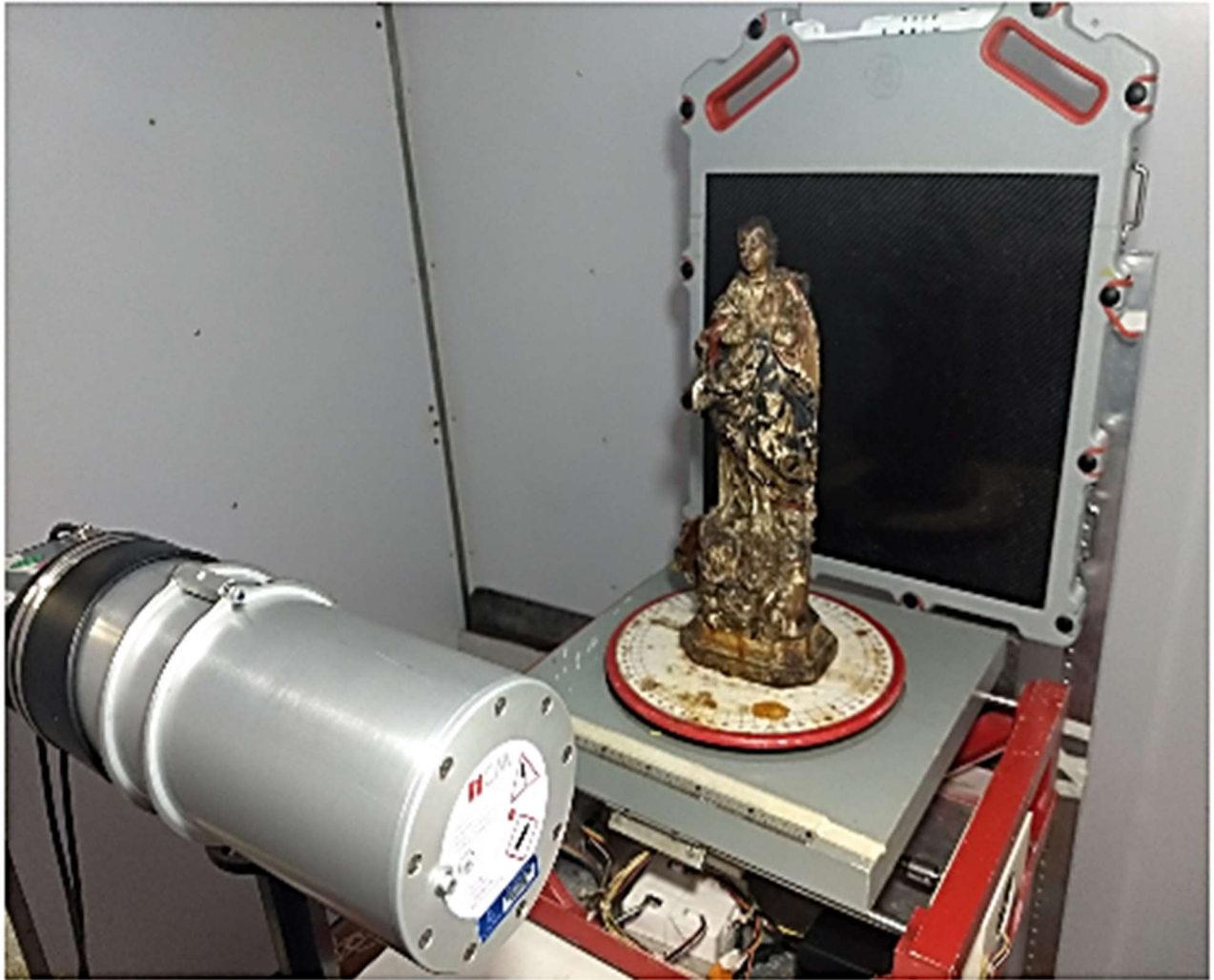


Figura 4.1 Sistema de Tomografia computadorizada portátil para a análise de objetos do patrimônio histórico e cultural.

4.1.1 TUBO DE RAIOS X

O tubo de raios X portátil ICM CP120B de potencial constante, leve, compacto e operado por bateria é um equipamento vantajoso para ensaios não destrutivos que requerem exposições curtas e repetitivas. Por ter um pequeno ponto focal e saída de raios X de potencial constante, melhora a qualidade da imagem e contribui definitivamente para uma redução do tempo de exposição, algumas especificações básicas do tubo de raios X possui uma tensão mínima de 40 kV, tensão máxima de 120 kV, corrente mínima de 0,1 mA e corrente máxima de 1,0 mA. Todas as especificações do tubo, pode ser visto na tabela

4.1, os raios X pode ser resfriado na água pois é aprova d'água e pode ser controlado por um trigger, facilitando assim o acionamento do tubo.

CP120B & CP160B technical specifications :

CP120B & CP160B	UNITS	CP120B
Radiation geometry	-	Directional
Voltage output type	-	Constant Potential
Output voltage range	kV	40 to 120
Output voltage selection step	kV	1
Tube current range	mA	0.1 to 1.5
Tube current at full output	mA	1.0
Tube current selection step	mA	0.1
Max. anode Dissipation	watts	120
Maximum useful angle of X-ray beam	(°)	50 x 50
Dimensions of optical focal spot	mm - in.	0.8 x 0.5 - 0.031 x 0.019
Inherent filtration	Equiv. mm Al	3.5
Operating temperature range	°C / °F	-25 to +50 / -13 to +122
Storage temperature range	°C / °F	-40 to +80 / -40 to +176
SF6 insulation pressure at 20 °C	kg/cm ² - lbs/cm ²	6.0 - 13.2
Weatherproof level	-	IP54
Overall dimensions	mm ³ - in. ³	470x 155 x 227 - 18.6 x 6.1 x 8.9
Tube head size	mm ² - in. ²	ø124 x 44.0 - ø4.9 x 17.3
Total weight <i>(including battery)</i>	kg - lbs	7 - 15.3
Penetration into aluminium at max. power <i>(FFD=400mm, Film D7/D=2.0/T=1min)</i>	mm Al - in. Al	60 - 2.4
Max. continuous exposure time	sec.	300
Internal battery power supply	Vdc Mah	37
Working time at full power until low battery	min at 20 °C	15
Pre-warming time adjustable	sec.	from 0 to 99
Bluetooth connection	-	yes
RS232 connection	-	yes




Tabela 4.1 Especificação do tubo de raios X (ICM CP120B)

4.1.1 DETECTOR FLAT PANEL

O detector Flat Panel DXR250U-W é útil para uma gama de tipos de inspeções radiográficas, este detector foi projetado especificamente para atender os exigentes requisitos necessários das inspeções de diversos tipos, este detector se destaca por ter uma área de aquisição de 40 x 40 cm, uma área de aquisição bem grande que possibilita capturar objetos de médio a grande

porte, o detector pesa em torno de 5 kg, um peso bem confortável para fazer o manuseio de um ponto para outro e tem uma espessura de 26 mm, é um detector com alta eficiência em relação à dose recebida e sua resposta quanto à SNR (relação sinal-ruído) alcançada.

4.1.2 TOMÓGRAFO DE LABORATÓRIO

O equipamento usado na realização de tomografias foi o vltomelx m, desenvolvido pela General Eletric, o tomógrafo possui dois tubos de raios X : um de alta potência e microfoco, com alvo direcional que pode chegar até 300 kVp a 500 W e seu outro tubo de raios X é de nanofoco, com alvo de transmissão podendo ir de 180 kVp a 15 W.



Figura 4.2 Sistema de MicroCTPhoenix vltomelx m da GE (General Eletric).

4.1.3 DESCRIÇÃO DAS AMOSTRAS

Para testarmos o sistema e termos a certeza de que o mesmo estaria dentro do padrão de qualidade, pegamos algumas amostras para fazermos

esses testes com o sistema portátil e com o tomógrafo do laboratório de última geração então, precisávamos de amostras com detalhes que pudessem ser identificadas pelo sistema portátil e fazermos a comparação com o tomógrafo do laboratório para comprarmos o que em detalhes iríamos perder com o sistema portátil, pois com esse temos a vantagem de levar para onde precisarmos.

Então pegamos algumas amostras para fazermos a comparação de imagens e assim conseguir identificar onde poderíamos melhorar o sistema, caso ele não fosse capaz de identificar todos os detalhes que tínhamos a necessidade que fosse possível visualizar na tomografia, então fizemos a análise com alguns objetos são eles: *Phantom*, estátua de Conceição de Aparecida e estátua de Nossa Senhora da Conceição e estátua de Santa Luzia. O *Phantom* foi formado por uma junção de madeiras com diferentes anéis de crescimento, para fazer a junção utilizamos de grampos, as estatuas tínhamos como propósito achar rachaduras, falta de preenchimento e restaurações com pregos que pudessem indicar o século em tal estatua foi construída ou restaurada.

4.1.3 DESCRIÇÃO DOS ENSAIOS

Esse estudo tem como objetivo avaliar a influência dos parâmetros de aquisição na qualidade de imagem, em relação a contraste, resolução e caracterização do sistema. Realizar a caracterização do detector com as mesmas condições de exposição e operação, que serão utilizadas no sistema tomográfico, tais quais: passo angular, tensão e corrente do tubo, tempo de aquisição, número de frames e tempo de aquisição por frame.

4.1.3.1 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA RADIOGRÁFICO

Foram realizados os seguintes testes: 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) e Função

Transferência de Modulação (MTF), essas certificações foram feitas de acordo com a avaliação e classificação do mesmo de acordo com a norma ASTM E 2737-10.

Para as medidas descritas em SR_{min} a MTR foi utilizado um *phantom Groove-Wedge* (ASTM E 2737-10) de aço. Os parâmetros de exposição do equipamento de raios X foram 120 kV de tensão, 1,0 mA de corrente e tempo de exposição de 30 s e 120 kV de tensão, 1,0 mA de corrente, 10 s de tempo de exposição. A distância fonte-detector (DFD) foi de 1280 mm, foco de 1,0 mm e 1 frame por segundo de aquisição. Os valores de dose para essas duas medidas foram de 2,412 e 0,806 mGy, respectivamente.

4.1.3.2 DETERMINAÇÃO DA RESOLUÇÃO MÍNIMA (SR_{MIN})

A resolução espacial mínima (SR_{min}) foi determinada utilizando o IQI *Groove-Wedge* (ASTM E 2737-10). A menor resolução espacial encontrada é igual ao diâmetro da menor reentrância observada na região de menor espessura do IQI (Figura 4.3) e foi igual a 0,127 mm. Foi determinada também a faixa de espessura de material (MT) utilizando o perfil de linha ao longo do IQI.

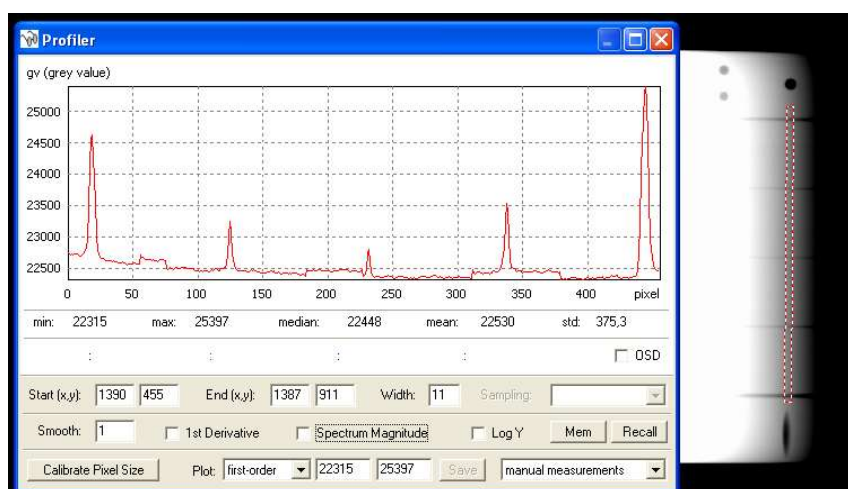


Figura 4.3 Determinação da resolução espacial mínima através do IQI (ASTM E 2737-10).

4.1.3.3 Determinação da Sensibilidade ao Contraste (CS)

Para este teste foi utilizado o IQI *Groove-Wedge* (ASTM E 2737-10). A CS foi calculada pela razão entre o diâmetro da reentrância escolhida pela faixa de espessura do material (MT) (Figura 4.4). Foi obtido o valor de 1,154%.

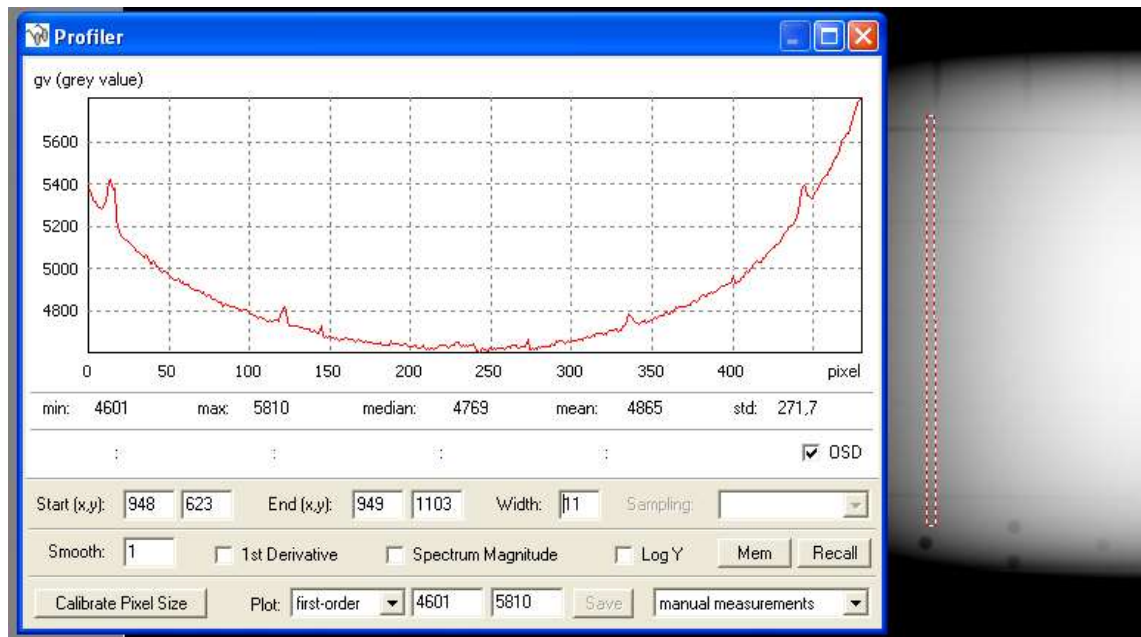


Figura 4.4 Medida da sensibilidade ao contraste (CS) utilizando um IQI Groove-Wedge (ASTM E 2737-10).

4.1.3.4 Determinação da Relação Sinal Ruído (SNR)

A relação sinal ruído (SNR) do sistema foi medida a partir da seleção de duas regiões de interesse (ROIs) de tamanho 67 x 48 pixels, uma na área de menor espessura do e outra na área de maior espessura, como mostrado na Figura 4.5. Os valores médios obtidos da SNR na região de menor e maior espessura do *phantom* foram de 408 e 101, respectivamente.

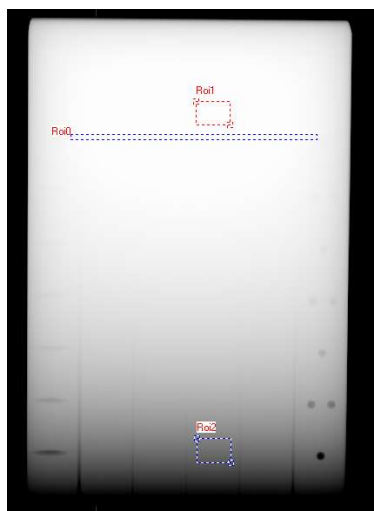


Figura 4.5 Medida da SNR no ponto e mais espesso.

4.1.3.5 Determinação de Faixa de Espessura do Material (MTR)

Para a determinação da faixa de espessura do material (MTR) com o IQI *Groove-Wedge* deve-se igualar ao valor encontrado para MT na imagem obtida com tensão de 120 kV, ou seja, $MTR = MT = 11 \text{ mm}$.

4.1.3.6 Determinação do Nível de Sinal (SL)

O nível de sinal (SL) foi determinado através das mesmas duas regiões de interesse (ROIs) definidas na figura 4.5. Os valores de SL obtidos para a menor e maior espessuras foram, respectivamente, 6429 e 1058.

4.1.3.7 Determinação do Image Lag (IL)

O IL foi determinado a partir da medida de nível de cinza (GV) em: uma imagem offset (GVL0), uma imagem adquirida com condições de exposição de 120 kV, 1 mA, 10 s de tempo de integração, DFD de 1280 mm e foco de 1,0 mm (GVL1) e uma 20 s logo após o tubo de raios X ser desligado (GVLS1), como mostrado na Figura 4.6. Esta medida de GV foi obtida em uma ROI de 50 x 10 pixels, no mesmo local em todas as imagens. O IL é determinado pelo quociente

de GVLS1/GVL1, ambos corrigidos pelo valor de offset, em porcentagem. O valor de IL obtido foi de 0,014%.

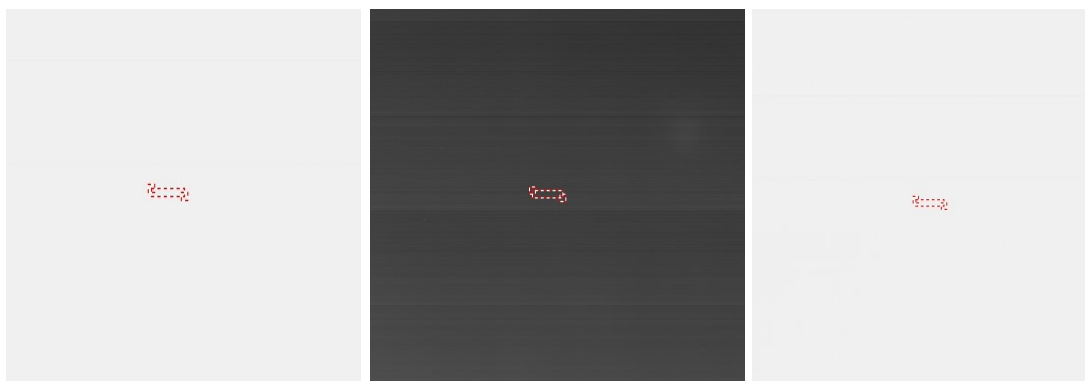


Figura 4.6 Determinação do *Image Lag* a partir das medidas de GV_{L0} , GV_{L1} e GV_{LS1} , respectivamente .

4.1.3.8 Determinação do Burn In (BI)

Para a medida do Burn In (BI) o DDA foi exposto com o *phantom* posicionado diretamente sobre o mesmo durante 10 minutos a 80 % da dose de saturação, com uma tensão de 120 kV e uma corrente de 1,0 mA. O Burn In (BI) foi determinado através de duas imagens sem o *phantom*, com aproximadamente 1/10 da dose, sendo a primeira realizada logo após a exposição inicial e a segunda após um intervalo de 10 minutos. A distância fonte detector (DFD) foi de 1280 mm e foco de 1,0 mm. O BI foi calculado através do valor de GV na borda da marca da placa e fora da marca da placa (Figura 4.7). O valor de BI foi de 1,63% e após um intervalo de tempo de 10 minutos foi de 0,017%.

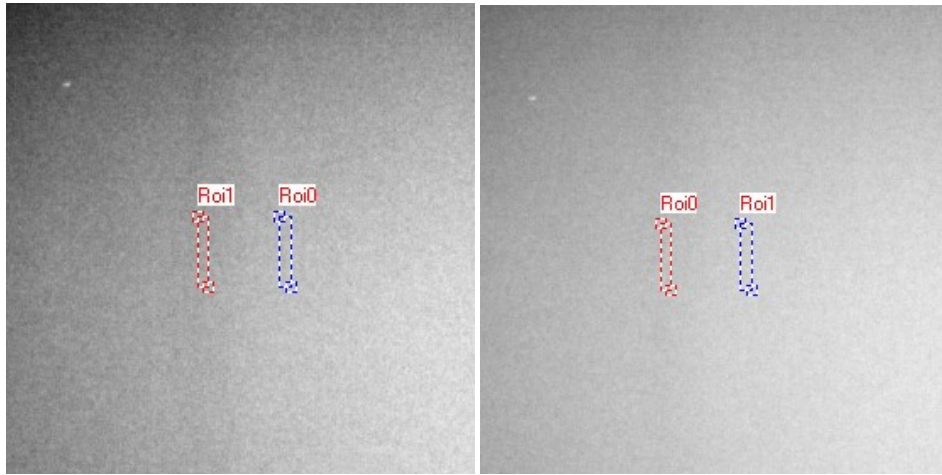


Figura 4.7 Medida de *Burn In*: Primeira imagem adquirida e a segunda após 10 min.

4.1.3.9 Determinação do Nível Offset (OL)

Para a determinação do nível de offset (OL) foi medido o sinal médio em uma ROI de 90% da área ativa do DDA, em uma imagem adquirida sem exposição à radiação, com tempo de integração de 30 s. O valor obtido de sinal médio foi de 112,5.

4.1.3.10 Determinação da $MTF_{20\%}$ e $MTF_{80\%}$

Para este item utilizou-se uma placa de tungstênio, posicionada inclinada em 5° (Figura 4.8) paralelo à linha/coluna da matriz do detector. Foi adquirida uma imagem com 120 kV, corrente de 1,0 mA, foco de 1,0 mm, DFD de 1280 mm, 20 frames e 1 frame por segundo. O valor da $MTF_{20\%}$ foi de 1,65 lp/mm (SR = 303 μm) e da $MTF_{80\%}$ foi de 0,364 lp/mm. A dose para estas medidas foi de 1,608 mGy.

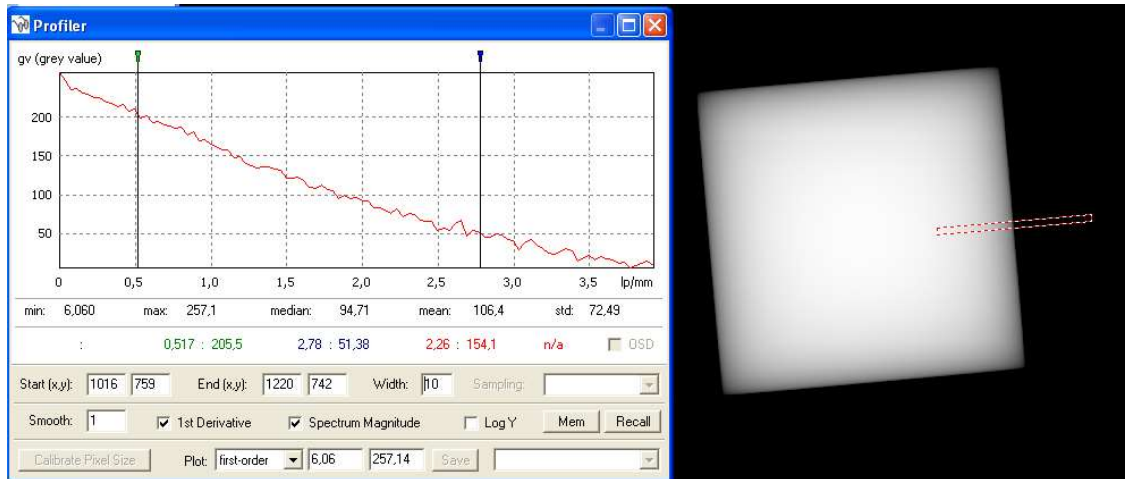


Figura 4.8 Determinação da MTF20% e MTF80% no sentido paralelo à linha/coluna da matriz do detector

4.1.3.11 Medida de Espalhamento Interno de Radiação (ISR)

O espalhamento interno da radiação (ISR) foi determinado através de uma placa de cobre de 16,0 mm de espessura, posicionada diretamente sobre o DDA. Foi adquirida uma imagem com 120 kV, corrente de 1,0 mA, foco de 1,0 mm, DFD de 1280 mm, 10 frames e 1 frame por segundo de integração (Figura 4.9). A ISR calculada foi de 53,1%. A dose para esta medida foi de 0,804 mGy.

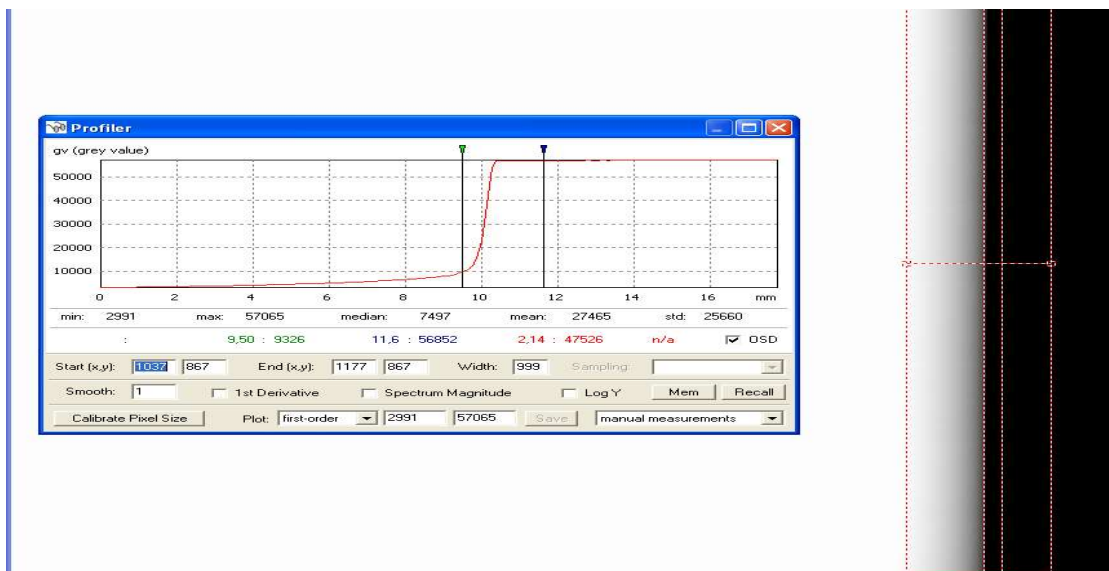


Figura 4.9 Medida do Espalhamento Interno da Radiação

4.2 Descrição das Tomografias do Sistema Portátil

Nesse estudo iremos reproduzir fielmente as tomografias feitas pelo sistema portátil, mostrando cada parâmetro utilizados para obter tal imagem como distancia fonte detector, distancia fonte objeto, passo angular, tensão, corrente, tempo de aquisição e etc.

Para obtermos uma reprodução fiel do objeto, em termos de qualidade de imagem e detecção de irregularidades dos objetos analisados, então propomos analisar por diferentes passos angular e assim fazer uma análise criteriosa do que ganhamos com um passo angular mais curto, porem que requer mais tempo para conseguirmos fazer uma rotação de 360°, e uma passo angular mais longo que requer menos tempo para uma rotação de 360° e assim fizemos com nossas amostras para que assim conseguíssemos fazer uma análise criteriosa.

4.2.1 Phantom de Madeira

O *Phantom* de madeira utilizado para análise, possui medidas como estão descritas a seguir: Altura 330 mm, Comprimento 157 mm e largura 93 mm. O lado do *Phantom* em que tem uma falta de preenchimento de madeira tem uma largura de 69 mm e uma altura (da base até a falta de preenchimento) 60 mm, o rebaixo com diâmetro tem 15 mm e 10 mm, e as profundidades dos buracos tem entre 1 mm e 10 mm. De acordo com a figura 4.10.

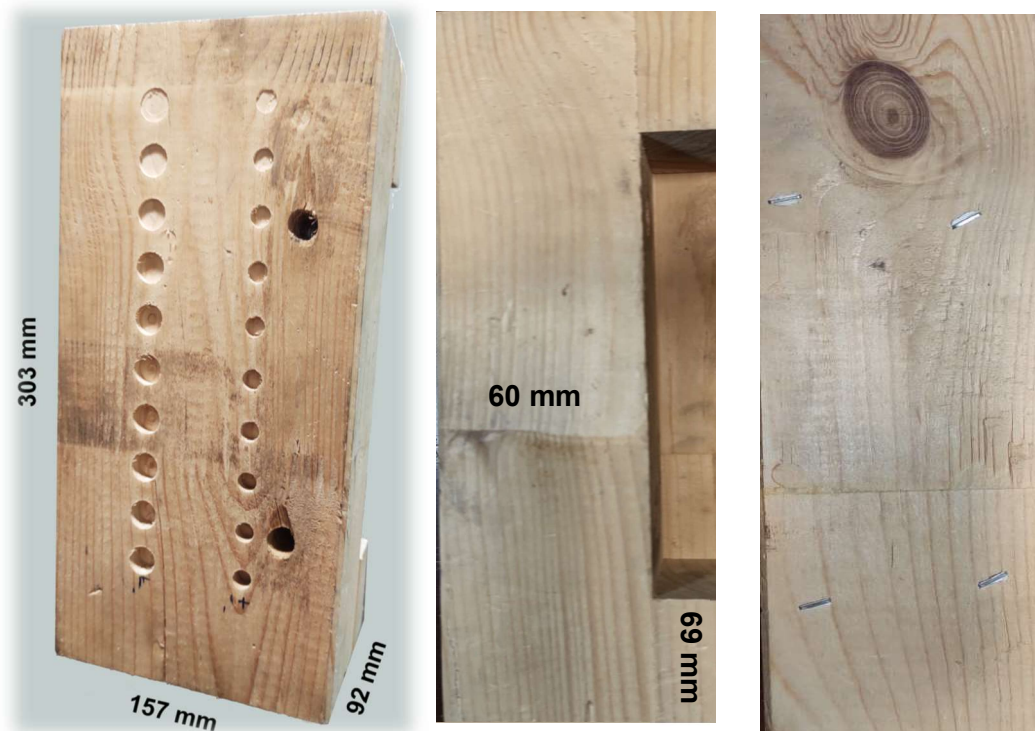


Figura 4.10 Imagem fotográfica do *phantom* de madeira

Nossa primeira imagem é do *Phantom* de madeira, feita com um passo angular de 5° em 5° , uma tensão 120 kV, uma corrente de 1 mA, com a distância entre fonte-objeto de 800 mm, à distância entre fonte-detector 1100 mm, com 2 frames por aquisição de imagem 2D e um tempo de 1 segundo por frame. A imagem da tomografia obtida pode ser vista na figura 4.11, nessa figura podemos ver o *phantom* de madeira de três posições diferentes.

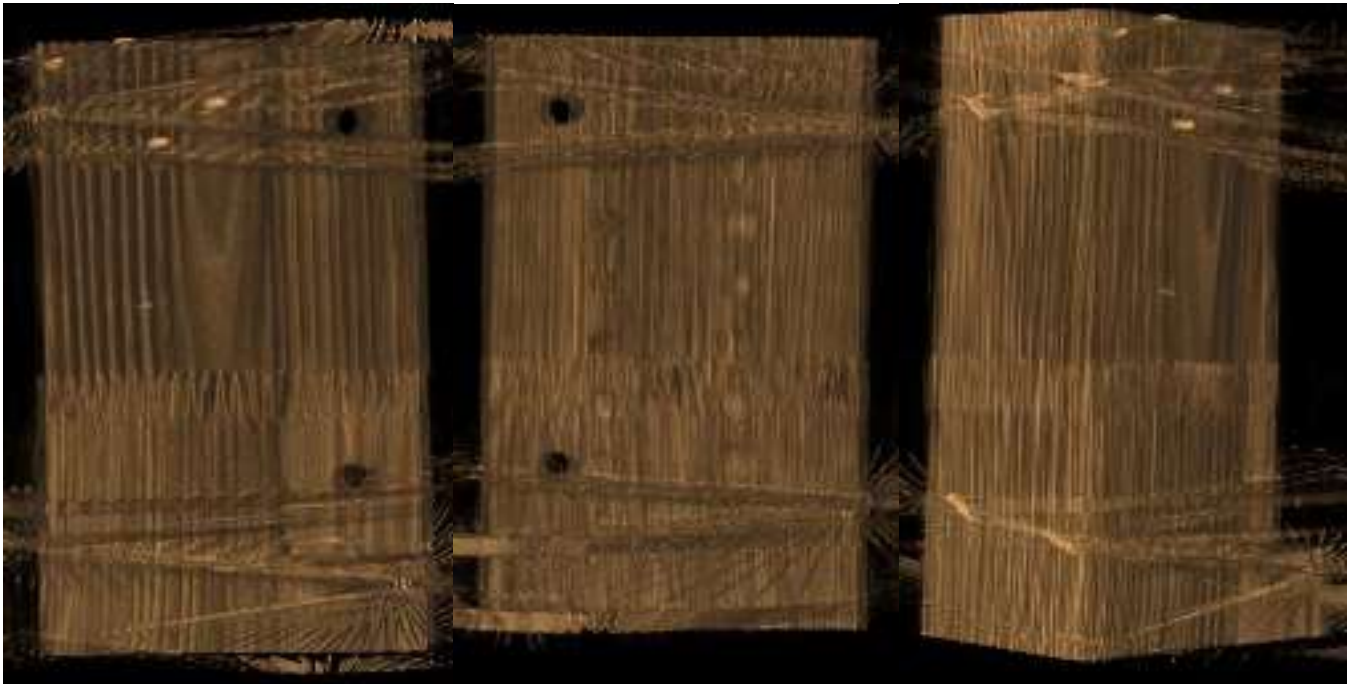


Figura 4.11 Tomografias obtidas com passo angular de 5°.

As próximas imagens fizemos uma variação para aquisição das imagens, alteramos o passo angular para obtenção da tomografia, para que assim percebêssemos se com um passo angular teríamos uma grande perda de detalhes, mas ganharíamos em tempo para aquisição de todas as imagens ou se teríamos uma perda considerável de detalhes com um passo angular maior. Então com um passo angular menor é necessário um tempo maior para obtenção das imagens.

Phantom de madeira feito com um passo angular de 2° em 2°, uma tensão 120 kV, uma corrente de 1 mA, com distância entre fonte-objeto de 800 mm, a distância entre fonte-detector 1100 mm, com 3 frames por aquisição de imagem 2D e um tempo de 2 s por frame. A imagem da tomografia obtida pode ser vista na figura 4.12, nessa figura podemos ver o *phantom* de madeira de três posições diferentes.



Figura 4.12 Tomografias obtidas com passo angular de 2°.

Phantom de madeira feito com um passo angular de 1° em 1°, uma tensão 120 kV, uma corrente de 1 mA, com distância entre fonte-objeto de 800 mm, a distância entre fonte-detector 1100 mm, com 3 frames por aquisição de imagem e um tempo de 2 s por frame, a imagem da tomografia obtida pode ser vista na figura 4.13, nessa figura podemos ver o *phantom* de madeira em três posições diferentes.



Figura 4.13 Tomografias obtidas com passo angular de 1°

4.2.2 Estátua Nossa Senhora da Conceição

Também conhecida como Imaculada da Conceição, refere-se a um dogma do qual a igreja católica declarou que a concepção de virgem Maria foi sem a mancha (mácula do Latim), pois toda mulher quando tem sua primeira relação, acabava por manchar os lençóis de sangue em sua primeira relação sexual e como a Virgem Maria foi preservada do pecado pela “graça de Deus” Ela sempre foi cheia da graça divina. O dogma declara também que a vida da Virgem Maria transcorreu completamente livre de pecado.

Estátua de Nossa Senhora da Conceição feita com um passo angular de 1° em 1° , uma tensão 80 kV, uma corrente de 1 mA, com distância entre fonte-objeto de 800 mm, a distância entre fonte-detector 1100 mm, com 3 frames por aquisição de imagem 2D e um tempo de 2 s por frame. A imagem da tomografia obtida pode ser visualizada na figura 4.14, na qual podemos ver a Estátua de Nossa Senhora da Conceição de madeira de três projeções diferentes.

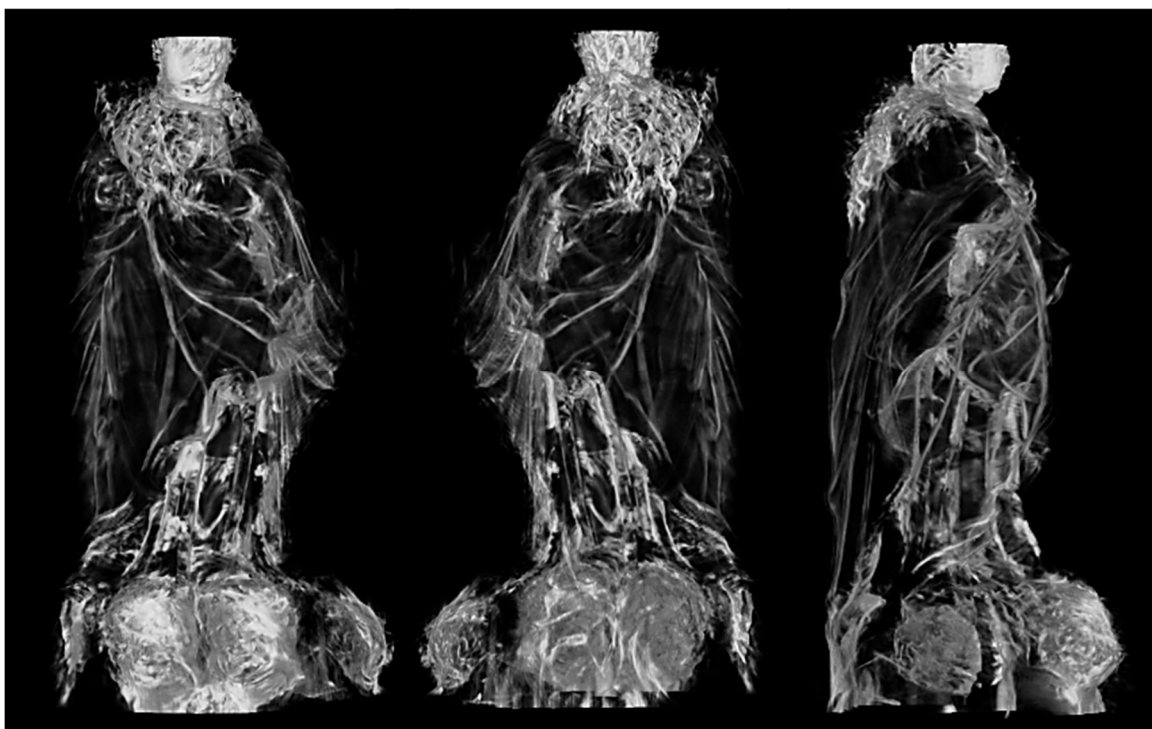


Figura 4.14 Tomografias obtidas com passo angular de 1°.

4.2.3 Estátua Nossa Senhora da Conceição Aparecida

Em 1717, três pescadores (Domingos Garcia, Joao Alves e Felipe Pedrosa) que moravam as margens do rio Paraíba localizado no município de Guaratinguetá foram convocados pela câmara de Guaratinguetá para saírem a procura de peixe, e saíram a procura de peixe no Rio Paraíba Descerem o rio, depois de algumas tentativas de pegar alguns peixes sem sucesso, lançaram as redes outra vez e apanharam uma imagem sem cabeça, então lançaram a rede mais uma vez e apanharam a cabeça. Impressionados pelo evento decidiram lançar a rede mais uma vez, e naquele momento foi tão abundante a pescaria que conseguiram as três canas. Limparam a imagem com bastante cuidado e perceberam que se tratava de uma imagem de Nossa Senhora da conceição Aparecida de cor escura. Durante os quinze anos seguintes a imagem permaneceu na residência de Filipe Pedroso, onde as pessoas da vizinhança se reuniam para orar. A devoção foi crescendo entre o povo da região e houve

relatos de milagres por aqueles que oravam diante da santa. A fama de seus poderes foi se espalhando por todas as regiões do Brasil.



Figura 4.15 Imagem da Santa de Nossa Senhora de Conceição Aparecida

Estátua de Nossa Senhora da Conceição Aparecida feita com um passo angular de 1° , uma tensão 80 kV, uma corrente de 1 mA, com distância entre fonte objeto de 80 cm, a distância entre fonte detector 110 cm, com 3 frames e um tempo de 2 segundo por frame. A imagem da tomografia obtida pode ser vista na figura 4.16, nessa figura podemos ver a Estátua de Nossa Senhora da Conceição de três projeções diferentes.



Figura 4.16 Tomografias obtidas com passo angular de 1º

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

“Tenha em mente que tudo que você aprende na escola é trabalho de muitas gerações, receba essa herança, honre - a, acrescente a ela e, um dia, fielmente deposite - a nas mãos de seus filhos. “

(Albert Einstein)

Neste capítulo serão avaliados os resultados obtidos na variação do passo angular para fazermos as tomografias, para vermos se perdíamos ou não detalhes de acordo com o passo angular. Esta será uma comparação feita entre tomografias obtidas pelo sistema de aquisição móvel, faremos também uma comparação das imagens obtidas pelo sistema móvel com o sistema de laboratório, e assim, fazermos um estudo mais apurado até onde nosso sistema móvel consegue alcançar em termos de detalhes e deformidades que pode ter o objeto em análise.

Começamos com as imagens do *Phantom* de madeira feita pelo tomógrafo de laboratório o vltomelx, então como podemos ver nas imagens obtidas, conseguimos identificar pelo menos dois tipos de madeiras no *phantom* (identificados pelas intensidades de tons diferentes, a madeira mais densa é representada por uma cor marrom mais clara e a madeira menos densa é representado pela cor marrom mais escura), também vemos bem identificado os grampos que foram usados para fazer a junção das madeiras.



Grampos



ANÉIS DE CRESCIMENTO

Grampos



Figura 5.1 Imagens de Tomografias do *Phantom* de madeira, analisando os detalhes do *phantom* : (a) Em destaque os grampos utilizados para fazer a junção das madeiras para a formação do *phantom* (b) Em destaque o preenchimento de madeira com grampos maiores.

Agora analisaremos o mesmo *phantom* de madeira, mas que foi feita pelo sistema portátil, comparando as imagens obtidas com diferentes passos angulares 5° , 2° e 1° , e assim, fazemos uma análise mais detalhada de acordo com o passo angular e sabermos o que ganhamos e o que perdemos, pois com um passo angular maior, podemos perder alguns detalhes e ganhamos em tempo, assim como com um passo angular menor ganhamos em detalhes e perdemos muito tempo na aquisição. Então o importante é sabermos onde podemos perder, se perder em alguns detalhes que no final do processo não será tão relevante para a construção da tomografia.

Podemos que ver na figura 5.2 que para conseguirmos visualizar alguns detalhes nas imagens de 2° e 1° , que com a imagem de 5° não conseguimos identificar como podemos ver na figura 5.2, na figura de 5° por termos um passo angular bem grande, na hora da reconstrução da imagem, tivemos uma grande

quantidade de artefatos formados, já nas imagens de 1° e 2° tivemos uma imagem bem limpa sem artefatos, mas conseguimos ver que na imagem de 1° conseguimos identificar o grampo que na de 2° não fica tão clara, nas figuras de cortes colocadas abaixo, podemos ver a diferença de espessura de madeira e os anéis de crescimento.

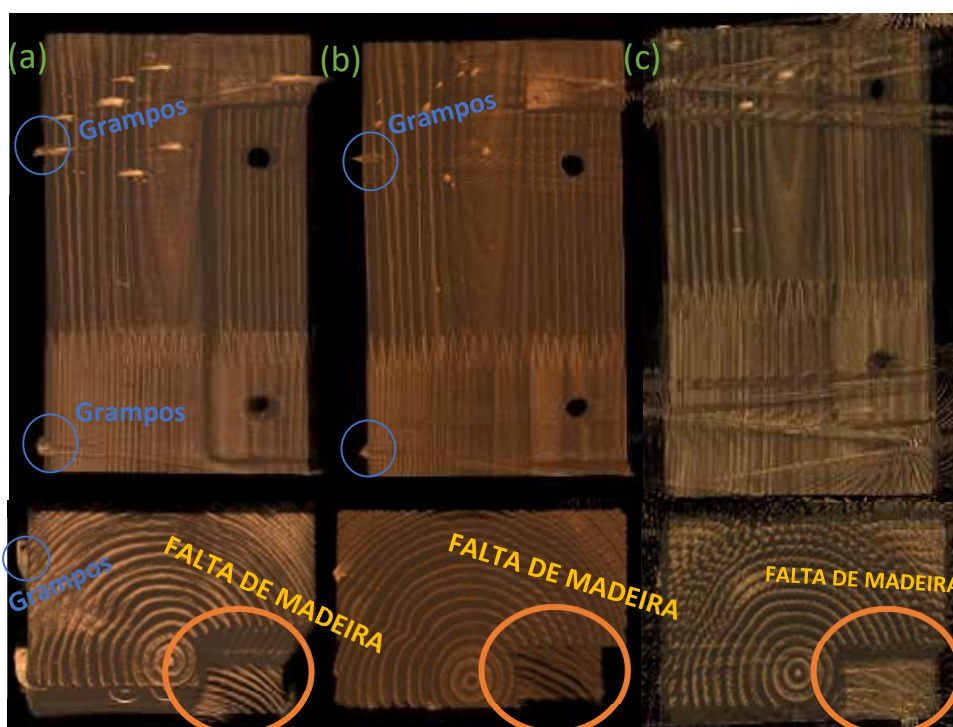


Figura 5.2 Imagens de Tomografias do *Phantom* de madeira, (a) tomografia com passo de 1° (b) tomografia com passo de 2° (c) tomografia com passo de 5° analisando os detalhes

O mesmo iremos fazer com a estátuas de Nossa Senhora da Conceição e Nossa Senhora da Conceição Aparecida, primeiro vamos analisar as imagens feitas pelo tomógrafo do laboratório vltomelx. Na imagem de nossa senhora da conceição aparecida é uma escultura esculpida em uma peça inteira de madeira e detalhes modelados em uma camada externa de um material de densidade mais alta (Calcita + material aglutinante). Podemos ver na figura 5.3, que nessa escultura encontramos pregos, que são colocados para a construção ou restauração da imagem, encontramos rachaduras em algumas partes da estátua e encontramos também alguns espaços sem preenchimento, indicando o que pode ser a atuação de insetos.



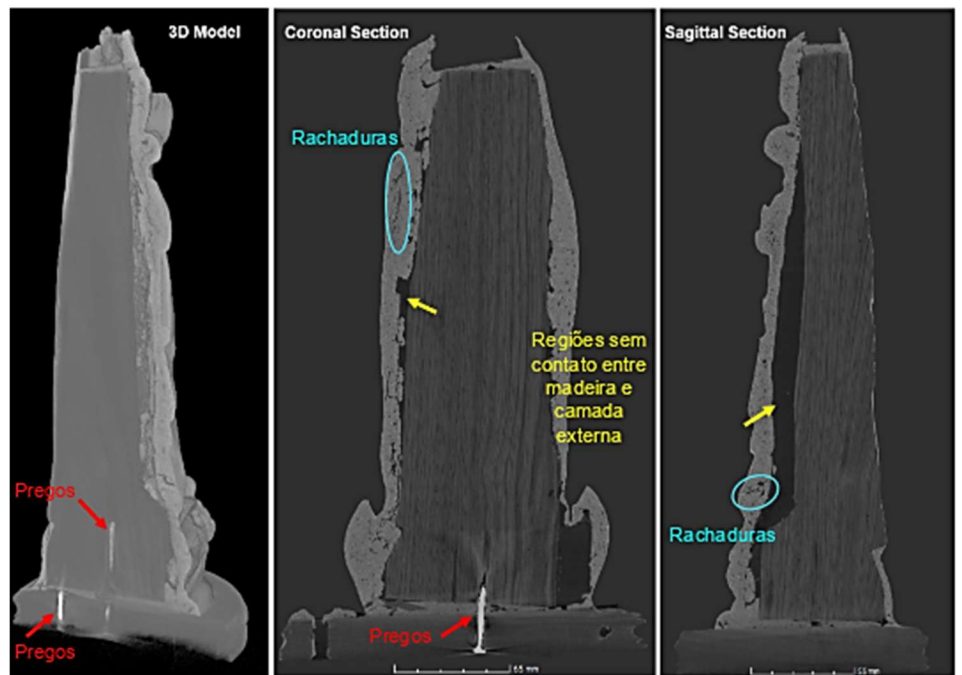
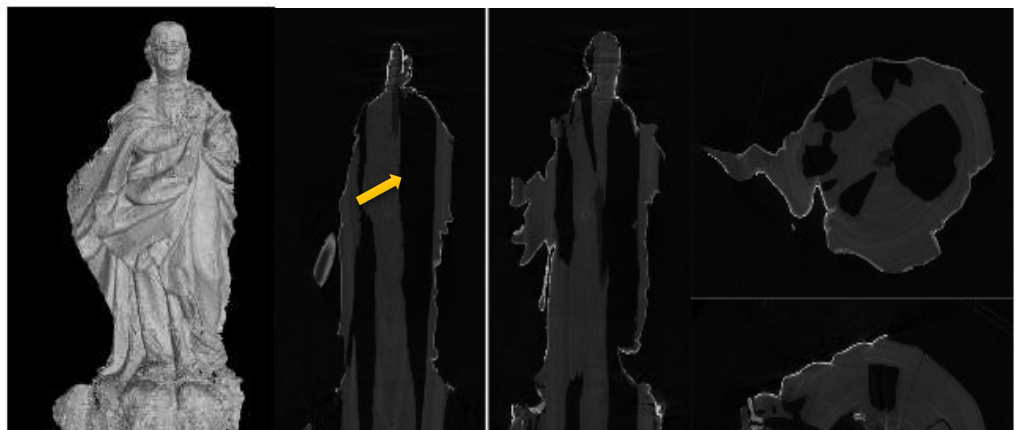


Figura 5.3 Imagens de Tomografias de nossa senhora da conceição aparecida, analisando os detalhes encontrados nas tomografias obtidas pelo tomógrafo de laboratório.

A mesma análise criteriosa foi feita para a Nossa Senhora da Conceição, é uma escultura de origem brasileira (Pernambuco) em monobloco de madeira com rica policromia, feita na primeira metade do século XVIII. Percebemos na figura 5.4, temos muitos pregos que alguns deles provavelmente são pregos de construção da estátua, pois são pregos bastantes utilizados para esculturas do século XVIII e temos também pregos de aço esses mais utilizados a partir do século XX que pode ter sido usado para algum tipo de intervenção na estátua a fim de restaurar algo, encontramos também nas imagens da tomografia regiões sem contato entre madeira e camada externa que pode ter sido causado por insetos e também encontramos rachaduras.



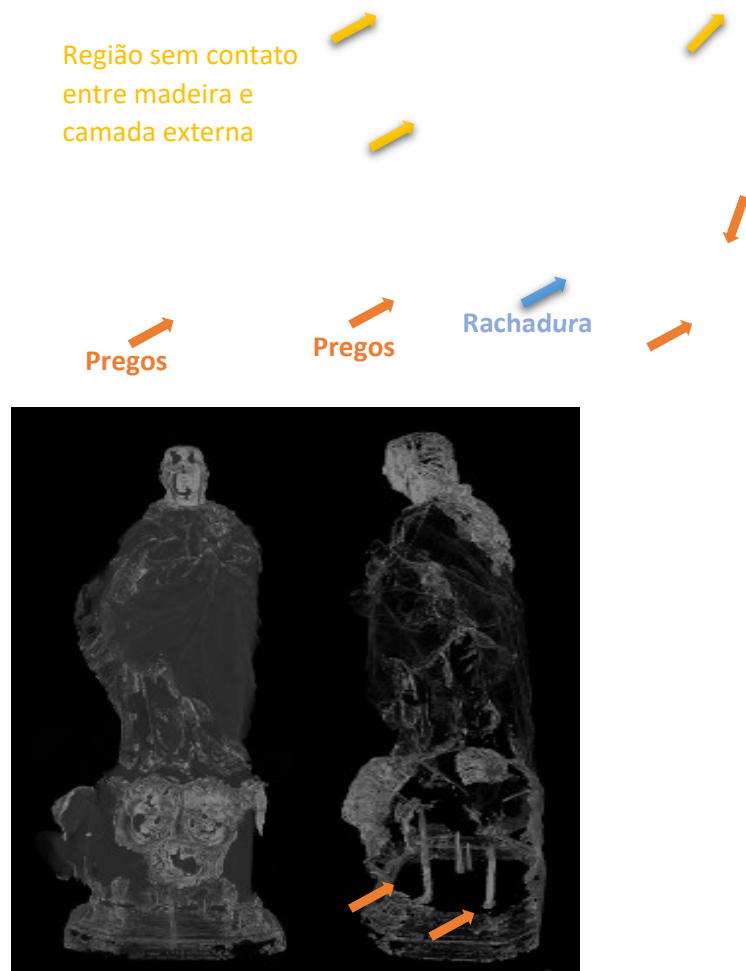


Figura 5.4 **Imagens** de Tomografias de Nossa Senhora da Conceição, analisando os detalhes encontrados nas tomografias obtidas pelo tomógrafo de laboratório.

Faremos a mesma análise minuciosa para as estátuas de nossa senhora Conceição e Nossa Senhora da Conceição Aparecida, mas agora com sistema portátil de tomografia e iremos perceber que conseguimos alcançar o nível de detalhes bem parecidos com os encontrados no sistema de laboratório, como podemos ver nas figuras 5.5 e 5.6, podemos ver pregos que podem ter sido usados para construção da escultura ou algum tipo de intervenção na estátua a fim de restaurar algo, assim como também conseguimos observar a região que não tem contato entre madeira e camada externa. .

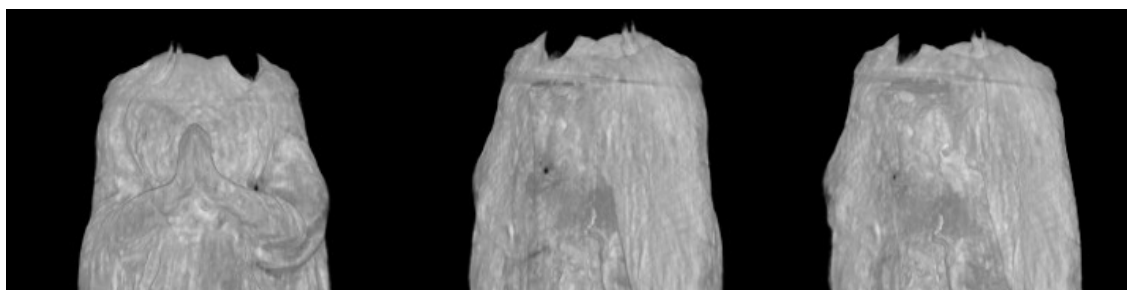
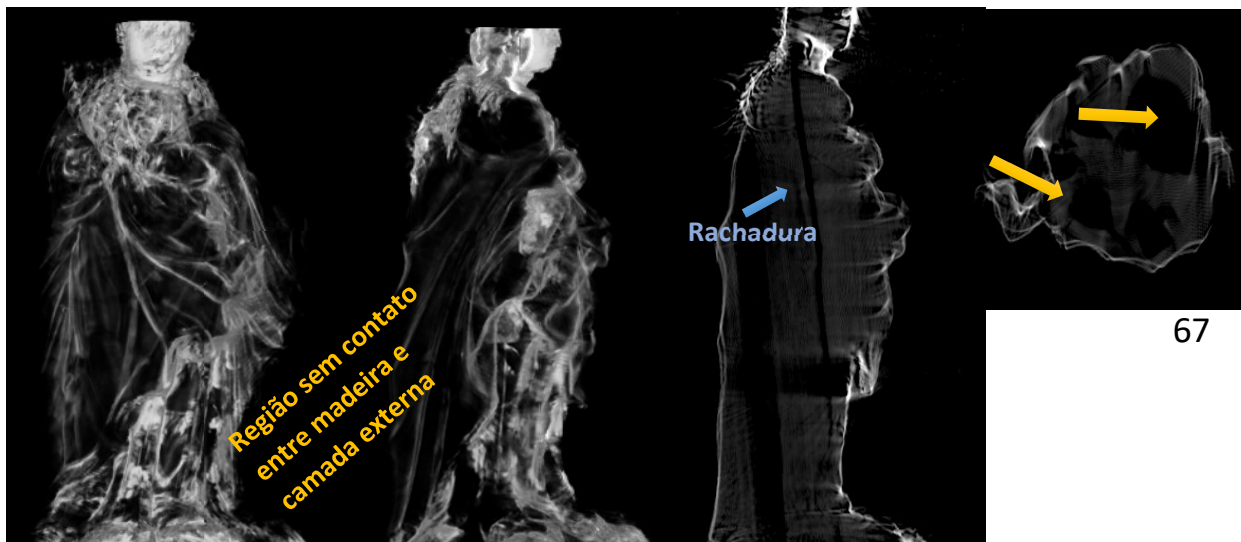




Figura 5.5 Imagens de Tomografias de nossa senhora da conceição aparecida, analisando os detalhes encontrados nas tomografias obtida pelo tomógrafo portátil.



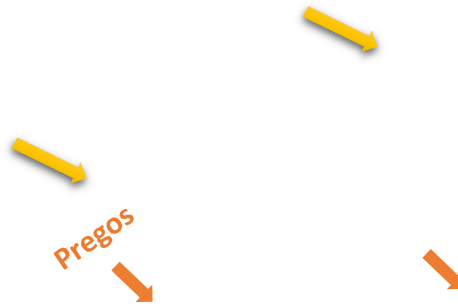


Figura 5.6 Imagens de Tomografias de Nossa Senhora da Conceição, analisando os detalhes encontrados nas tomografias obtida pelo tomógrafo portátil.

Fizemos uma análise criteriosa em uma estátua de Santa Luzia, localizada na igreja de Santa Luzia no centro do Rio de Janeiro, essa estátua tem aproximadamente 1,45 m de altura, pelo tamanho da estátua não conseguimos fazer uma tomografia da estátua completa, então decidimos fazer tomografia por partes, então trabalhamos com uma parte da estátua que mais chamou a atenção por ter alguns detalhes peculiares que nos permitiu analisar melhor. Na testa da estátua temos uma região de menor densidade, também encontramos regiões de vazio na bochecha, olhos de vidro oco e cravos que prendem o cabelo ao corpo da estátua, como pode ser visto na figura 5.7.

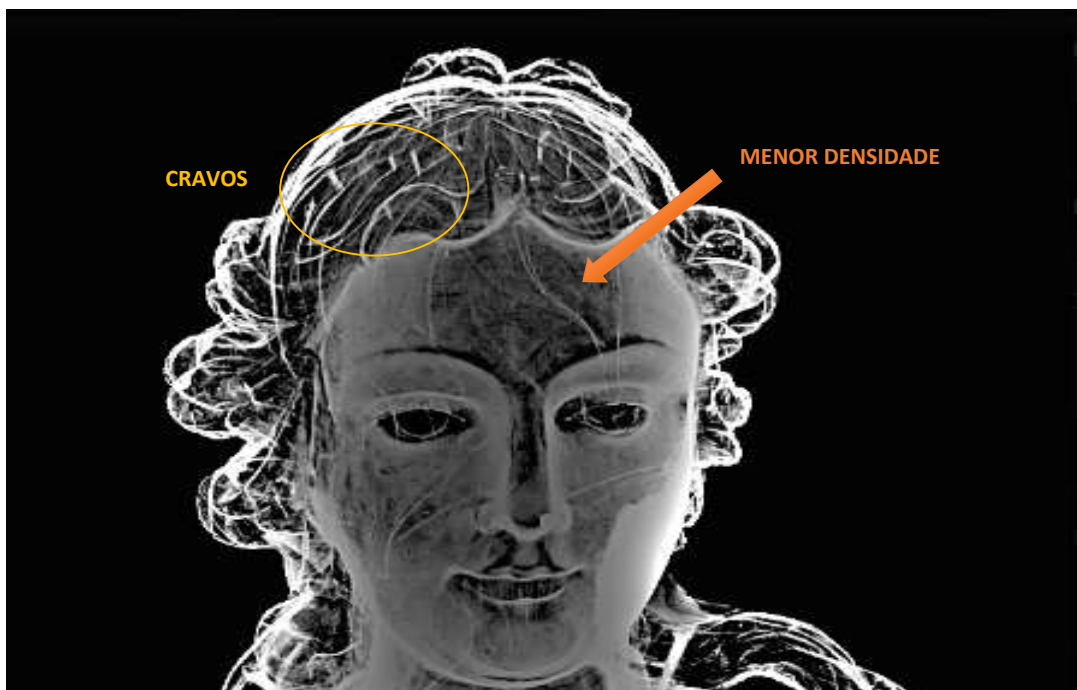




Figura 5.7 Imagens de tomografias de Santa Luiza, analisando os detalhes encontrados obtida pelo tomógrafo portátil.

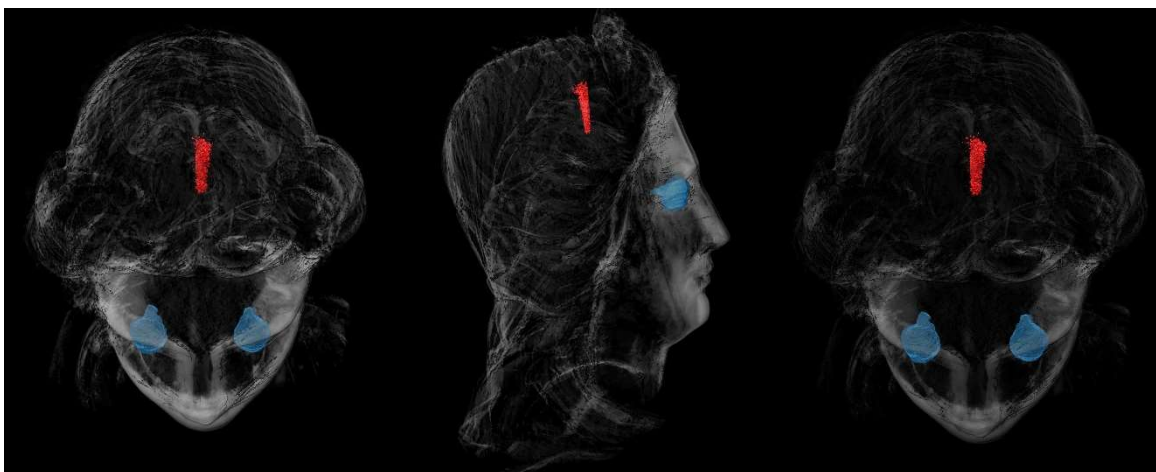


Figura 5.8 Imagens de Tomografias de santa Luiza, analisando os detalhes encontrados nas tomografias em vermelho o prego para segurar o cabelo e em azul o olho de vidro.

6 CONCLUSÃO

Os testes de caracterização do sistema tomográfico, elaborado e realizado, foi de grande importância para termos a obtenção de informações e detalhes quanto ao seu desempenho em condições bem próximas das que foram utilizadas no processo de inspeção de objetos do patrimônio histórico e cultural. Assim sendo, esta prática nos dá conhecimentos prévios das capacidades e

limitações do sistema, em relação aos parâmetros medidos, nos deixando com uma base sobre como as coisas vão ocorrer e assim poderemos nos preparar para o que iremos encontrar, auxiliando assim na verificação da viabilidade ou não de utilizar determinado sistema para tomografia específica.

As tomografias computadorizadas realizadas, foram feitas por dois sistemas diferentes, um sistema de laboratório de alta resolução (porém limitado, pois é um sistema fixo) e um sistema portátil desenvolvido pelo LIN (por ser portátil podemos utilizá-lo em campo, porém em termos de qualidade fica abaixo do sistema fixo), podemos perceber que cada um dos sistemas tem seus pontos positivos e negativos, em nossa análise dos sistemas tínhamos como estudo de interesse saber se o sistema portátil iria conseguir alcançar detalhes das peças analisadas e ficou claro pelas imagens obtidas pelos dois sistemas conseguimos alcançar os detalhes das peças, conseguimos encontrar pregos de construção e restauração das estatuas que foram utilizados, rachaduras em algumas peças e falta de contato entre madeira e camada externa. Os resultados obtidos pelo sistema portátil foram favoráveis para a utilização de inspeção de obras de arte, obtendo resultados bem próximos do sistema fixo em relação aos detalhes, claro se comprarmos a imagem no geral, vemos que a imagem no sistema portátil ficou com alguns artefatos e teve um espalhamento dos grampos quando reconstruímos a imagem, algo que não ocorreu no sistema fixo.

As tomografias do *phantom*, foram feitas por 3 passos angulares diferentes, para assim podermos analisar no que ganharíamos e perderíamos assim, pois com um angular menor podemos ganhar em detalhes porém perdemos em tempo, já com um passo angular maior podemos perder em detalhes e ganhos em tempo, porém se a perda em detalhes for pequena seria interessante pois assim reduzimos o tempo em aquisição em mais do que a metade do tempo, porém os resultados para 5°, perdemos muito na qualidade e nos detalhes da tomografia (não foi possível perceber os grampos utilizados, pois os grampos espalham) e na hora da reconstrução da imagem gerou muitos artefatos que ocorrem quando os feixes de raios x são bloqueados pelos

materiais de alta densidade. Já as tomografias de 1º e 2º não tivemos problemas de artefatos, porem a imagem de 2º ainda teve um espalhamento nos grampos, não deixando que os mesmos fossem formados, então podemos perceber que com um pequeno passo angular conseguimos chegar em um resultado bem proporcional ao sistema de laboratório, conseguindo formar bem os detalhes como os grampos e identificamos também os anéis de crescimento das madeiras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alba-Tercedor, J., 2016, "Microtomographic study on the anatomy of adult male eyes of two mayfly species."

American Type Culture Collection. ATCC. (<https://atcc.org/products/all/CRL-2266.aspx>) (Acessado 28 Setembro 2020)

Araújo, O. M. O., Machado, A. S., Machado. A. C., Teles. A. P., Santos, T. M. P., Lopes, R. T., 2016. “Espectro de raios x simulados para sistemas de radiografia e tomografia.”, XXXIV – congresso nacional de ensaios não destrutivos e inspeção.

ASTM E2597-07, Standard practice for manufacturing characterization of digital detector array, janeiro, 2008.

ASTM E2698-10, Standard practice for radiological examination using digital detector array, julho, 2010.

ASTM E2736-10, Standard guide for digital detector array radiology, julho, 2010.

ASTM E2737-10, Standard practice for digital detector array performance evaluation and long-term stability, junho, 2010.

ASTM E1815-08, Standard practice for design, manufacturing and material grouping classification of hole-type image quality indicators (IQI) used for radiology, janeiro, 2012.

Azeredo, S. R., 2016, Aplicação da radiografia digital com flat panel na arqueometria. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Calza, C., Oliveira, D. F., Freitas, R. P., Rocha, H. S., Nascimento, J. R., Lopes, R. T., “Analysis of sculptures using XRF and X – radiography”. Radiation physics and chemistry 116, 326 – 331 Abril 2015.

Carter, C., Veale, B., Digital radiography and Pacs. 2ª Edição. Elsevier, 2014.

Correa, S. C. A., "Otimização da dose e da imagem radiográfica digital de tórax usando modelagem computacional", Tese de Doutorado – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2009

Cuevas, A. M., Gravie. H. P., "Portable energy dispersive X-ray fluorescence and X-ray diffraction and radiography system for archaeometry", Nuclear instruments and methods in physics research A 633, 72-78 Janeiro 2011.

Dewanckele, J., De kock, T., Fronteau, G., Derluyn, H., Vontobel, P., Dierick, M., Van Hoorebeke, L., Jacobs, P., Cnudde, V., "Neutron radiography and x-ray computed tomography for quantifying weathering and water uptake processes inside porous limestone used as Building material", materials characterization 88, 86-89 Dezembro 2013.

Dubessy, C., et al., 2000. Spheroids in radiobiology and photodynamic therapy. Crit. Rev.Oncol.: Hematol. 36, 179-192.

Ewert, U., Zscherpel U., Bavendiek, K., "Possibilities and limits of digital industrial radiology: "The new high contrast sensitivity technique – example and systems theoretical analysis", In: DIR – International symposium on digital industrial radiology and computed tomography. Lyon, France, Junho, 2007

Feldkamp L. A., Davis L. C., Kress J. W., "Practical cone beam algorithm". Journal of Optical Society of America. 1(6): 612-619, 1984.

Feldkamp et al. "The Direct Examination of Three-Dimensional Bone Architecture In vitro by Computed Tomography". Journal of bone and Mineral Research. 4(1):3-10, 1989.

Ferreira,G.C., Oliveira, D.F., Leitão, G.R., Rosa, J.E.P., Palermo.C., Oliveira. M.A., Lopes, R.T., Anjos, M.J., Micro x-ray fluorescence elemental analysis of spheroid cultures of human neuroblastoma cells.

Irie, M. S., Rabelo, G. D., Neto, R. S., Dechichi, P., Borges, J. S., Soares, P. B. F., Use of Micro-Computed Tomography for Bone Evaluation in Dentistry

Lima, I., Appoloni, C., Oliveira, L., Lopes, R. T., Caracterização de materiais cerâmicos através da microtomografia computadorizada 3D.

Oliveira, D. F., 2007. Análises de radiografia computadorizada em condições de águas profundas. Dissertação de M.Sc. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Oliveira, D. F., 2010, Desenvolvimento de sistema de inspeção por técnicas radiográficas na análise de pedra de adesão em dutos compósitos. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Plessis, A., Sperling, P., Beerlink, A., Tshabalala, L., Hoosain, S., MAthe, N., Standard method for microCT-based additive manufacturing quality control 1: Porosity analysis.

Plessis, A., Sperling, P., Beerlink, A., Tshabalala, L., Hoosain, S., MAthe, N., Standard method for microCT-based additive manufacturing quality control 2: Porosity analysis.

Radon et al. "On the functions from their integrals along certain manifolds". Ber. Searchs. Akad. Wies. Liepzing, Math. Phys. Klars. 69: 262-277, 1971.

Seeram, E. Digital Radiography: Na Introduction. Delmar, New York, 2011.

Seibert, J. A., " Flat-Panel detectors: how much better are they?", journal pediatric radiology, v.36, n. 9 (Setembro), pp. 173-181, 2006.

Silva, F. A., Appoloni, C. R., Quiñones, F. R. E., Santos, A. O., Silva, L. M., Barbieri, P. F., Filho, V. F. N., A arqueometria e a análise de artefatos cerâmicos:

Um estudo de fragmentos cerâmicos etnográficos e arqueológicos por fluorescência de Raios x (EDXRF) e transmissão gama.

Willians, M. B., Krupinski, E. A., Strauss, K. J., et al., 2007, "Digital radiography image quality: image acquisition", *journal of the american college of radiology*, v. 4, n 6(Junho), pp. 371-388.