



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA NATUREZA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DE MATERIAIS

JOSÉ ROGÉRIO DE OLIVEIRA CAMPOS

**RECUPERAÇÃO DAS INFORMAÇÕES CONTIDAS EM DOCUMENTOS  
HISTÓRICOS NO FORMATO FISICAMENTE ESPIRALADO, ESCRITOS COM  
TINTA FERROGÁLICA, ATRAVÉS DE MICRO TOMOGRAFIA DE RAIOS X**

Recife

2021

JOSÉ ROGÉRIO DE OLIVEIRA CAMPOS

**RECUPERAÇÃO DAS INFORMAÇÕES CONTIDAS EM DOCUMENTOS HISTÓRICOS NO FORMATO FISICAMENTE ESPIRALADO, ESCRITOS COM TINTA FERROGÁLICA, ATRAVÉS DE MICRO TOMOGRAFIA DE RAIOS X**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência de Materiais da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de doutor em Ciência de Materiais. Área de concentração: Materiais não Metálicos.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Emmanuel de Souza

Recife

2021

Catálogo na fonte  
Bibliotecária Nataly Soares Leite Moro, CRB15-861

C198r Campos, José Rogério de Oliveira  
Recuperação das informações contidas em documentos históricos no formato fisicamente espiralado, escritos com tinta ferrogálica, através de microtomografia de raios X / José Rogério de Oliveira Campos. – 2021.  
128 f.: il., fig., tab.

Orientador: Ricardo Emmanuel de Souza.  
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CCEN, Ciência de Materiais, Recife, 2021.  
Inclui referências e apêndices.

1. Materiais não metálicos. 2. Desenrolar virtual. 3. Pergaminho. 4.  $\mu$ TC de raios X. I. Souza, Ricardo Emmanuel de (orientador). II. Título.

620.19                      CDD (23. ed.)                      UFPE- CCEN 2021 - 154

JOSÉ ROGÉRIO DE OLIVEIRA CAMPOS

**RECUPERAÇÃO DAS INFORMAÇÕES CONTIDAS EM DOCUMENTOS  
HISTÓRICOS NO FORMATO FÍSICAMENTE ESPIRALADO, ESCRITOS COM  
TINTA FERROGÁLICA, ATRAVÉS DE MICRO TOMOGRAFIA DE RAIOS X**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência de Materiais da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciência de Materiais.

Aprovada em: 15/06/2021.

**BANCA EXAMINADORA**

Participação via Videoconferência

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Ricardo Emmanuel de Souza (Orientador)  
Universidade Federal de Pernambuco

Participação via Videoconferência

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Armando Juan Navarro-Vázquez (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

Participação via Videoconferência

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Walter Mendes de Azevedo (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

Participação via Videoconferência

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Henry Socrates Lavallo Sullasi (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco

Participação via Videoconferência

---

Prof<sup>o</sup>. Dr. Armando Dias Tavares Junior (Examinador Externo)  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Dedico esse trabalho a todas as pessoas, próximas ou não, que me encorajaram, estimularam e motivaram; aos meus filhos Ana Beatriz, Luísa Maria, Pedro e Gabriela e a minha neta Alice, a minha esposa Rejane, aos meus irmãos Ricardo e Rinaldo (in memoriam) e ao amigo de todas as horas João Lóssio.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Antônio Costa da UERJ e do Museu de Astronomia e Ciências Afins - MAST, pela sintetização das Tintas Ferrogálicas;

Ao Prof. Dr. Antônio Celso Dantas Antonino do Dep. Energia Nuclear da UFPE, pela disponibilização de uso do  $\mu$ CT;

A Profa. Dra. Isabel Duarte do Dep. Eng. Mecânica da Universidade de Aveiro em Portugal, pela disponibilização de uso do  $\mu$ CT;

Ao Sr. Tácito Cordeiro Galvão do Instituto, Histórico e Geográfico de Pernambuco - IAHGP, pela disponibilização do documento escrito 1856;

Ao Prof. Dr. Antônio Candeias do Laboratório Hercules da Universidade de Évora em Portugal, pela disponibilização de uso dos equipamentos do laboratório;

Ao Prof. Dr. Michal Vopalensky do Instituto de Teoria e Mecânica Aplicada da Academia de Ciências da República Tcheca, pela disponibilização das imagens geradas no protótipo de  $\mu$ CT;

Ao Prof. Dr. Ricardo Emmanuel de Souza, meu orientador, pelas intervenções pertinentes e sempre que se fizeram necessárias para a conclusão desse trabalho;

A Ingrid, funcionária da secretaria da pós-graduação de Ciência de Materiais da UFPE, sempre atenciosa e prestativa;

Externo ainda meus agradecimentos aos que contribuíram ou ajudaram de forma direta ou indireta para que esse trabalho alcançasse os melhores resultados permitido até o momento.

“nisi utile est quod facimus, stulta est gloria”  
Phædrus (HARBOTTLH, 1909)

## RESUMO

O acesso às informações em documentos históricos é de interesse da humanidade nos vários ramos das ciências. Muitos desses documentos estão em estágio de degradação avançado e o seu manuseio coloca em risco a sua integridade física. Assim, o acesso às informações neles contidas fica impossibilitado e vastas coleções de documentos aguardam o surgimento de uma técnica que permita recuperar essas informações. Apenas no âmbito internacional, tentativas para solucionar essa impossibilidade têm sido feitas em poucos centros de pesquisa e o nosso trabalho busca contribuir com essa questão propondo uma técnica para recuperação das informações contidas em documentos históricos que estão na forma física de rolos ou espiralados e que foram escritos com tinta ferrogálica. Para tanto, foi aplicada no imageamento gerado por micro tomografia de raios X uma metodologia, inédita, que faz uso de algoritmos por nós desenvolvidos e que possibilitou revelar virtualmente a quantidade da tinta ferrogálica sobre o suporte. A sequência metodológica demonstrou ser possível associar a quantidade da tinta virtualmente revelada pela tomografia e a sua paridade com caracteres tipográficos ou pictóricos. No final da metodologia, ainda fazendo uso dos algoritmos, o documento histórico foi virtualmente desenrolado permitindo a sua leitura. Os resultados obtidos até a presente data são promissores para a recuperação das informações em documentos históricos antes inacessíveis.

**Palavras-chave:** desenrolar virtual; pergaminho;  $\mu$ TC de raios X; manuscrito histórico.

## ABSTRACT

The access to information in historical documents is of interest to humanity in the various branches of science. Many of these documents are in an advanced stage of degradation and their handling puts their physical integrity at risk. Thus, the access to the information contained therein is impossible and vast collections of documents await the emergence of a technique that allows recovering this information. Only internationally, attempts to solve this impossibility have been made in few research centers and our work seeks to contribute to this issue by proposing a technique for recovering information contained in historical documents that are in the physical form of scrolls or spirals and that were written with iron gall ink. For this purpose, an unprecedented methodology applied to the imaging generated by an X-ray microtomography, which makes use of algorithms developed by us and which allowed virtually displaying the amount of iron gall ink on the support. The methodological sequence demonstrated that it is possible to associate the amount of ink virtually revealed by tomography and its parity with typographic or pictorial characters. At the end of the methodology, still using the algorithms, the historical document was virtually unrolled, allowing its reading. The results obtained to date are promising for the recovery of information in historical documents that were previously inaccessible.

**Keywords:** virtual unrolling; parchment; x-ray  $\mu$ CT; historical manuscript.

## LISTA DE ABREVIATURAS

- APVD – Algoritmo para Planificação Virtual de Documentos.
- AUE – Algoritmo para Unificação das Emissões de Raios X em Alta e Baixa Voltagem.
- CAL – Coeficiente de Atenuação Linear (Linear Attenuation Coefficient).
- CAM – Coeficiente de Atenuação de Massa (Mass Attenuation Coefficient).
- CAE – Controle Automático de Exposição.
- CDV – Campo de Visão.
- CMV – Camada de Meio Valor (Half-Value Layer - HVL).
- DCC – Dispositivo de Carga Acoplada (Charge-Coupled Device - CCD).
- DE – Dupla Energia.
- DFD – Distância da Fonte para o Detector.
- eV – Elétron-volt.
- HU – Unidade Hounsfield.
- IAHGP – Instituto Arqueológico, Histórico e Geográfico Pernambucano.
- IFPV – Imagem final planificada virtualmente.
- mA – Miliampere.
- MAST – Museu de Astronomia e Ciências Afins.
- MDPP – Matriz de Detectores em Painel Plano.
- $\mu$ TC – Micro Tomógrafo Computadorizado.
- PLM – Percurso Livre Médio (mean free path - MFP).
- SCOM – Semicondutores Complementar de Óxido de Metálico (Complementary Metal-Oxide Semiconductor - CMOS).
- TAC – Tomógrafos Axiais Computadorizados.
- TC – Tomografia Computadorizada.
- TCDF – Tomografia Computadorizada de Dupla Fonte.
- TCMD – TC de Múltipla Matriz de Detectores.
- TPF – Transístor de Película Fina (Thin Film Transistor - TFT).
- tAC – Tinta acrílica.
- tFC – Tinta ferrogálica sintetizada com tanino condensado.
- tFH – Tinta ferrogálica sintetizada com tanino hidrolisável.
- tJT – Tinta de impressora Jato de tinta.

## SUMÁRIO

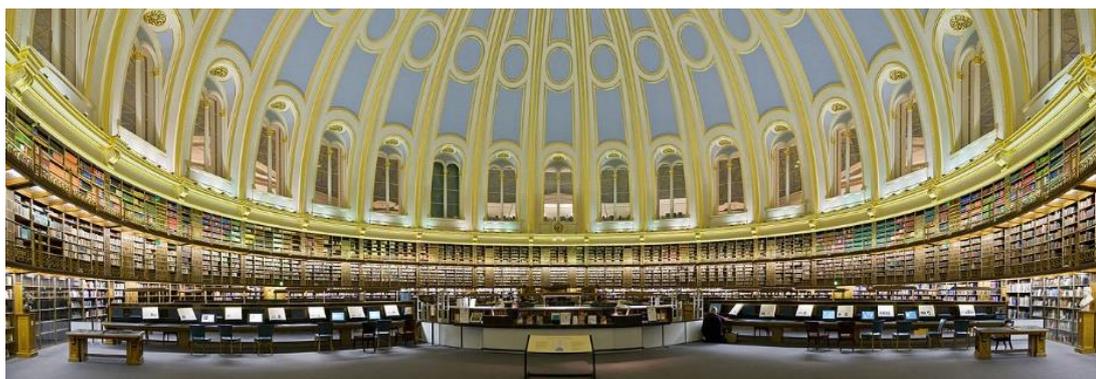
<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	12
<b>2</b>	<b>MATERIAIS DE SUPORTES E TINTAS</b>	20
2.1	CELULOSE	21
2.2	PAPEL	22
2.3	TINTAS FERROGÁLICAS	24
<b>3</b>	<b>IMAGEM POR RAIOS X</b>	29
3.1	BREVE HISTÓRICO	29
3.2	FONTE DE RAIOS X	31
3.3	INTERAÇÃO DOS RAIOS X	34
3.3.1	espalhamento de rayleigh	34
3.3.2	espalhamento compton	35
3.3.3	efeito fotoelétrico	38
3.4	ORIGEM DO CONTRASTE	42
3.4.1	coeficiente de atenuação linear – cal	42
3.4.2	coeficiente de atenuação de massa – cam	44
3.4.3	camada de meio valor – cmv	45
3.5	DETECTOR DE RAIOS X	50
3.5.1	dispositivo de carga acoplada – dcc	50
3.5.2	matriz de detectores em painel plano – mdpp	52
3.5.2.1	<i>matrizes tpf de detecção indireta</i>	55
3.5.2.2	<i>matrizes tpf de detecção direta</i>	55
<b>4</b>	<b>RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS DA TC</b>	57
4.1	PRÉ-PROCESSAMENTO	57
4.2	RETROPROJEÇÃO SIMPLES	59
4.3	RETROPROJEÇÃO FILTRADA	61
4.4	EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NESTA PESQUISA	64
4.5	ESTADO DA ARTE	66

<b>5</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	69
5.1	ETAPA 01 .....	69
5.1.1	simulação digital .....	69
5.1.2	simulação analógica .....	72
5.1.3	algoritmo de planificação virtual de documentos .....	77
5.2	ETAPA 02 .....	83
5.2.1	unificação das duas irradiações .....	85
5.2.2	aplicação do apdv .....	92
5.2.3	espirais laterais .....	94
<b>6</b>	<b>RESULTADOS, DISCUSSÃO E PERSPECTIVAS</b> .....	100
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	109
	<b>APÊNDICE A - DADOS RADIOLÓGICOS DOS ELEMENTOS Z [1–100]</b> ...	113
	<b>APÊNDICE B - ALGORITMO AUE</b> .....	116
	<b>APÊNDICE C - ALGORITMO APVD</b> .....	119

## 1 INTRODUÇÃO

Uma parcela significativa de documentos, individuais ou em forma de coleção, está depositada nos arquivos, bibliotecas, museus e coleções privadas e foi escrita com tinta ferrogálica em vários tipos de suporte de papel. A Figura 1 exemplifica o volume de documentos armazenados em instituições.

Figura 1 - Fotografia da sala de leitura do “British Museum” em Londres.



Fonte: (BRITISH MUSEUM, 2021).

Uma parte expressiva desses documentos está na forma física de rolos, o que lhe caracteriza um aspecto espiralado e em muitos casos posteriormente retorcidos ou acrescentados as mais diversas dobras. Esses documentos estão em muitos casos degradados, seja por agentes intrínsecos e naturais na forma de descoloração, e principalmente, fragilização ou enrijecimento, seja por agentes externos como enchentes, queima ou vandalismo.

A tinta ferrogálica é um dos principais agentes intrínsecos provocadores de danos irreversíveis ao suporte de papel como: alterações visuais pela formação de halos em torno da escrita e migração da tinta para o verso da página e páginas vizinhas, além de contribuir no enfraquecimento e perda do suporte. Esse avançado estado de fragilidade do suporte acarreta a impossibilidade de quaisquer tentativas de uma abertura física desses documentos para recuperação da informação nele contida, sob pena de possível perda integral e irreversível do suporte. Ter acesso às informações contidas nesses documentos principalmente dos períodos grego e latino antigo, tem se mostrado um desafio que perpassa os últimos séculos.

Em 79 DC o vulcão Vesúvio entrou em uma grande erupção que destruiu a cidade de Pompeia e Herculano na Itália. A Figura 2 a seguir, apresenta um pergaminho encontrado no século XVIII na antiga cidade de Herculano, em local que havia sido uma propriedade pertencente a Lucius Piso, político e sogro de Júlio César.

Figura 2 - Fotografias de um Pergaminho de Herculano em exposição no “British Museum” em Londres.



Fonte: (BBC, 2021)

O Padre Antonio Piaggio (1713-1796), criou um equipamento em 1753 para abrir os pergaminhos, mas o trabalho não era muito produtivo, a primeira vez que desenrolou um pergaminho levou cerca de quatro anos e os pergaminhos tendiam a se fragmentar em pedaços. A Figura 3 a seguir, ilustra a máquina de Piaggio exposta no Museu Papirologico da Universidade de Salento na Itália.

Figura 3 - Fotografia da máquina de Piaggio.



Fonte: (MUSEO PAPIROLOGICO, 2021).

A Figura 4 exemplifica umas amostras de documentos de propriedade da Biblioteca da Faculdade de Direito da Universidade Federal de Pernambuco que motivaram a nossa pesquisa.

Figura 4 - Fotografia de documentos na forma de rolo no departamento de conservação.



Fonte: Autor.

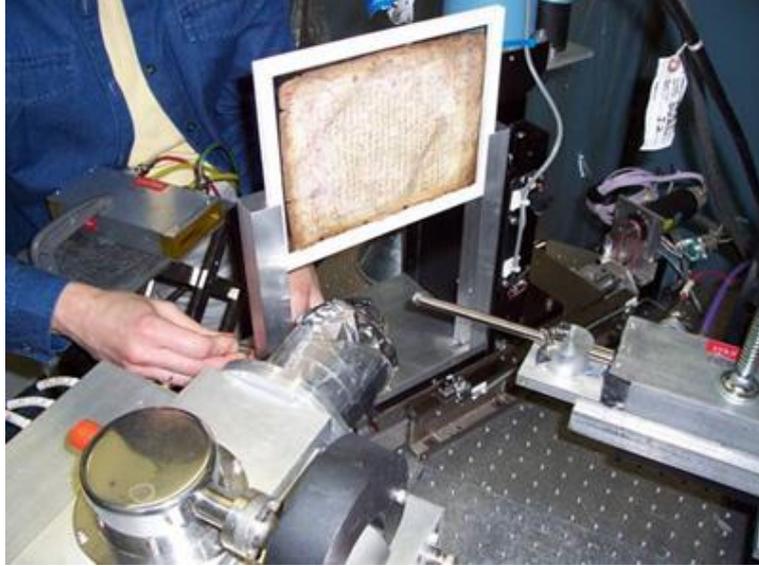
Dessa forma, esses documentos estão à espera de tecnologias que promovam a recuperação das informações neles contidas, sem que haja a necessidade de manuseá-los.

Há aproximadamente duas décadas, alguns grupos pontuais de pesquisadores, excluindo grupos de pesquisa do Brasil e demais países da América do Sul, têm desenvolvido métodos para visualizar os conteúdos de documentos históricos. Vários estudos pioneiros que exploram raios X e até técnicas que usam radiação síncrotron têm sido usados para questões de patrimônio cultural e em particular em manuscritos.

A fluorescência de raios X foi usada, por exemplo, em 2005 por pesquisadores como Uwe Bergmann do “Stanford Synchrotron Radiation Laboratory – SSRL” para recuperar fragmentos do Palimpsest de Arquimedes, um pergaminho com manuscrito medieval, que ganha esse nome por ter alguns textos atribuídos a Arquimedes e que por fazer uso de páginas já anteriormente usadas recebe o nome de Palimpsest que em grego significa “raspado novamente” (Bergmann, 2009).

A Figura 5 e a Figura 6 ilustram esse processo.

Figura 5 - Fotografia da Linha 06 do SSRL.



Fonte: (ARCHIMEDES PALIMPSESTO, 2021).

Figura 6 - (A) Fotografia do fragmento do texto do Archimedes (B) e o resultado obtido.

A



B



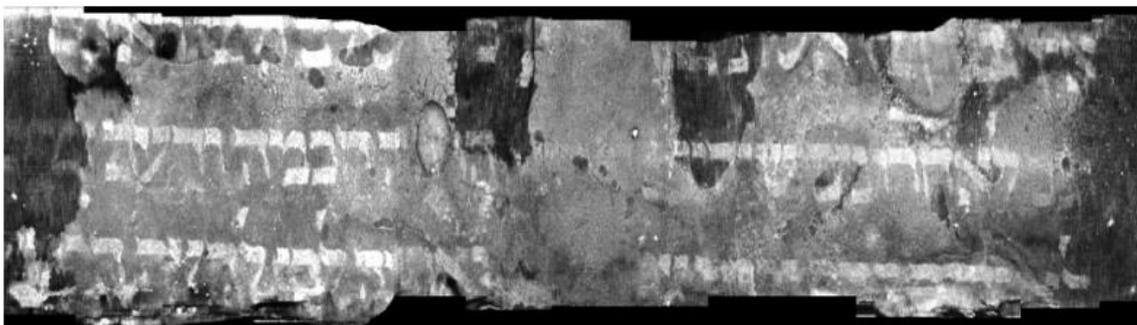
Fonte: (ARCHIMEDES PALIMPSESTO, 2021).

Usando tomografia de raios X, pesquisadores têm contribuído com essa questão como Ryan Baumann e William Seales da “University of Kentucky” que virtualmente “desenrolaram” pequenos pedaços de documentos que formavam rolos produzindo imagens planas e legíveis, conforme podemos ver no exemplo seguir de um manuscrito do século XV da Biblioteca de Coleções Especiais da “University of Michigan” que havia sido desmontado e usado na encadernação de um livro impresso. O manuscrito estava localizado na lombada da encadernação e consiste de camadas que foram coladas, como mostra a Figura 7. O texto no manuscrito da camada superior é reconhecível no livro Eclesiastes (BAUMANN, 2008).

Figura 7 - (A) Fotografia do fragmento usado na lombada (B) e a imagem obtida do verso desse fragmento.



A

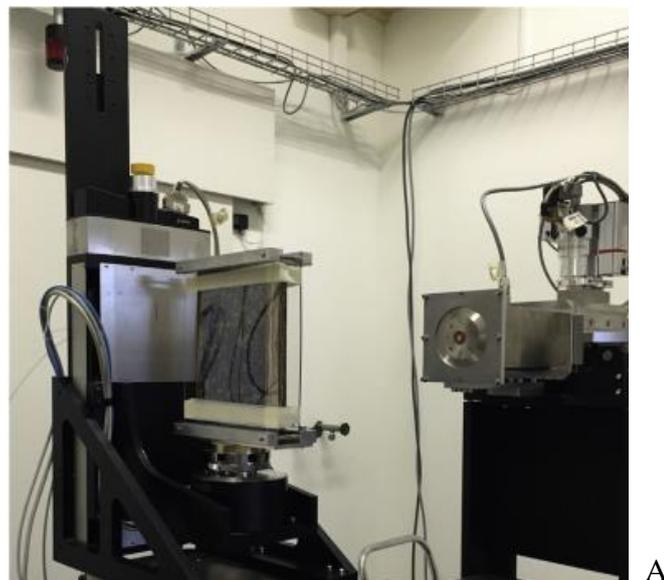


B

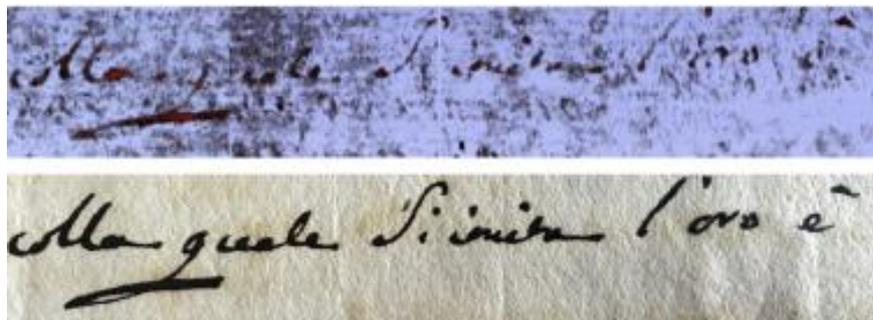
Fonte: (BAUMANN, 2008).

Pesquisadores como Fauzia Albertin do “Centro FERMI and Università di Bologna” vêm aprimorando técnicas para a leitura de documentos antigos. Um dos seus trabalhos foi desenvolvido na “Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL)”, Suíça. O projeto tinha como objeto a leitura de um livro de manuscrito e fechado do século XVIII de 200 páginas e utilizou o micro Tomógrafo Computadorizado -  $\mu$ TC do “Swiss Federal Laboratories for Materials Testing and Research” conhecido como “Empa” em Dübendorf também na Suíça para a geração das imagens (ALBERTIN, 2016). A Figura 8 ilustra esse trabalho,

Figura 8 - (A) O livro no  $\mu$ TC (B) a fotografia de uma página, em baixo e o escaneamento, em cima.



A



B

Fonte: (ALBERTIN, 2016).

Mais recentemente o Professor Michal Vopálenský do Instituto de Teoria e Mecânica Aplicada da Academia de Ciências da República Tcheca apresentou um importante artigo para o nosso trabalho intitulado “Reading closed historical manuscripts using dual-source dual-energy X-Ray tomography”, na “8th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria (iCT 2018)” (VOPÁLENSKÝ, 2018).

Esses projetos demonstraram o grande potencial das técnicas de raios X no estudo de questões relativas ao patrimônio histórico e cultural e em particular aos manuscritos históricos.

Nos trabalhos apresentados até a presente data pelos pesquisadores, e que tomamos conhecimento, apenas o resultado final é apresentado não sendo revelado com detalhe o método aplicado e principalmente os algoritmos computacionais utilizados.

Nossa pesquisa busca contribuir com essas questões e inserir o Brasil nessa discussão, para tanto propomos uma metodologia inédita para o acesso as informações contidas nos documentos fragilizados e que foram assentadas em suportes confeccionados principalmente com base na celulose, como os papeis, e em formato de rolo ou espiralado.

Assim, se inspirando na Ciência de Materiais, que tem no Micro Tomógrafo Computadorizado ( $\mu$ TC) de raios X uma importante ferramenta para a caracterização dos materiais, fizemos uso das imagens por ele gerada e que refletem os planos transversais XY ao eixo Z, sendo Z a representação do sentido longitudinal do documento no formato de rolo ou espiralado, ou seja, os planos transversais XY são fatiamento do objeto de estudo.

As imagens utilizadas como planos transversais XY para demonstrar nossa metodologia foram gentilmente cedidas pelo Professor Michal Vopálenský e que subsidiaram seu artigo anteriormente referenciado, importante salientar que as imagens foram enviadas no formato originalmente produzido no seu  $\mu$ TC sem sofrerem tratamento prévio como: “gama”, “threshold, etc.

As escolhas dessas imagens se devem a duas situações: a primeira por causa do tipo de  $\mu$ TC utilizado, ainda um protótipo, ser o estado da arte no momento da nossa pesquisa na geração das imagens dos planos transversais XY e segundo, o fantoma (simulacro) de um pergaminho por ele utilizado ser um desafio adicional pelas suas características físicas e formatos para testar o nosso método.

Utilizando algoritmos por nós desenvolvidos em softwares livre e também se utilizando de softwares proprietários, processamos a segmentação em cada imagem obtida no  $\mu$ TC.

Após a segmentação em cada imagem associamos os tons de cinza da imagem com a quantidade de tinta ferrogálica depositada no documento.

Seguimos com a utilização dos algoritmos e produzimos uma matriz linear que é visualmente a planificação, ou seja, o desenrolar virtual do plano transversal XY representativo de uma fatia do documento no formato físico de rolo ou espiralado.

Por fim, reagrupamos como em uma sobreposição de fatias em uma pilha essas matrizes lineares e obtemos uma visão da planificação virtual total, ou 2D, do documento para a leitura e ou visualização.

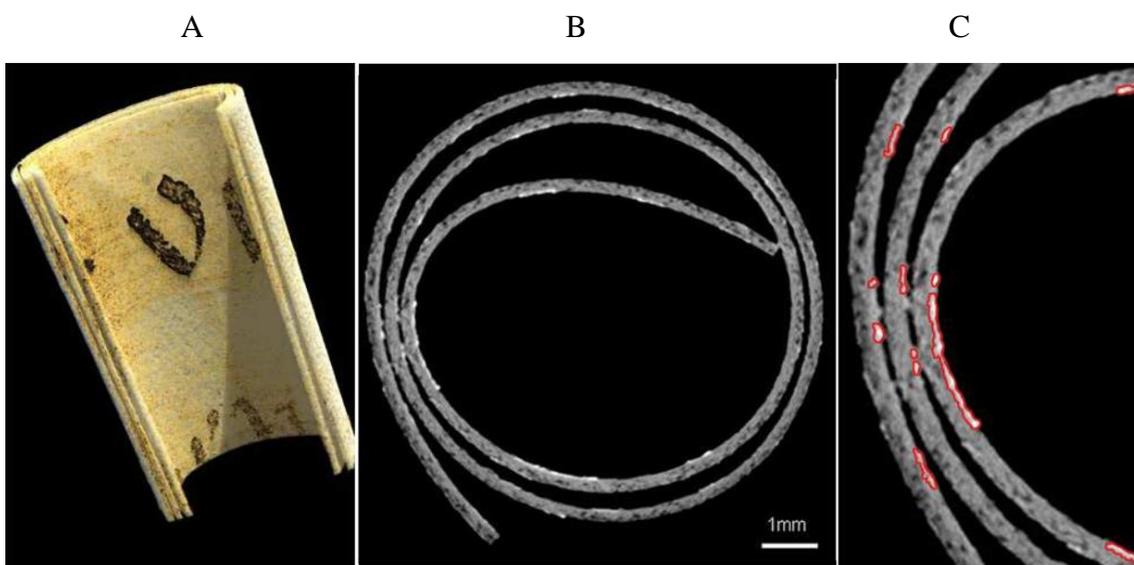
## 2 MATERIAIS DE SUPORTES E TINTAS

Informações históricas estão assentadas numa ampla gama de suportes confeccionados em materiais compostos ou não a partir de: madeira, lã, linho, rocha, metais, celulose, pele animal, dentre outros.

A nossa pesquisa foca nos documentos históricos suportados em papeis, sendo a celulose seu componente majoritário, feitos em unidades fabris, mas ainda em processos manuais principalmente e com gramaturas diversas, que tenham a informação sido assentada através da tinta ferrogálica em forma cursiva ou tipográfica e que estejam na forma física de rolo ou espiralada no sentido transversal.

A Figura 9 ilustra um pergaminho histórico, na forma espiralada, virtualmente reconstruído, destacando em detalhe os pontos brancos brilhantes representativos da tinta nele depositada.

Figura 9 - Uma pequena amostra de corte de um pergaminho histórico digitalizado com o  $\mu$ TC de alta definição.  
(A) Vista em corte renderizada em volume com pseudo-coloração.  
(B) Fatia ou plano de corte XY da tomográfica com tinta na superfície interna do pergaminho (pixels brilhantes).  
(C) Detalhe ampliado da fatia com locais de tinta destacados (contornos vermelhos).

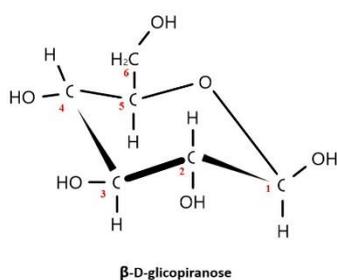


Fonte: (SAMKO, 2014).

## 2.1 CELULOSE

As plantas possuem paredes celulares rígidas para poderem suportar as diferenças de pressão osmótica<sup>1</sup> entre os espaços extra e intracelular, além de desempenhar função de sustentação. O componente principal das paredes celulares das plantas é um açúcar de cadeia longa chamado celulose, seu monômero é apresentada na Figura 10.

Figura 10 - Monômero da celulose.

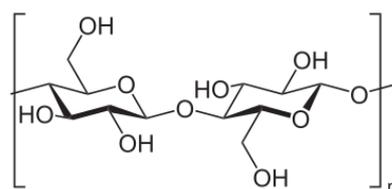


Fonte: Autor.

A celulose é um polímero do grupo dos carboidratos ligados por ligação glicosídica β-1-4. Esta estrutura é altamente coesiva, tornando a celulose insolúvel em água, apesar de ser hidrofílica. O algodão é formado praticamente por celulose. Já as madeiras possuem, além da celulose os materiais: pectina, lignina e hemiceluloses. O tamanho da cadeia polimérica

determina propriedades mecânicas como resistência a tração. Seu tamanho é dado pelo grau de polimerização (GP) ou seja, o número de unidades repetidas do anel glicopirranose (peso molecular de 162 g.mol<sup>-1</sup>). A madeira alcança o GP aproximado de 2.500 (ou 405.000 g.mol<sup>-1</sup>), no algodão o GP chega a 11.000 (1.782.000 g.mol<sup>-1</sup>) e no linho o GP é algo como 36.000 (5.832.000 g.mol<sup>-1</sup>). Na Figura 11 vemos a ligação glicosídica formada pela reação de condensação<sup>2</sup> com a perda de uma molécula de água. A reação acontece entre o carbono 1 (C1, da função aldeído) e o carbono 4 (C4) de cada β-D-glicopirranose.

Figura 11 - Ligação glicosídica dos monômeros de celulose.



Fonte: Autor.

<sup>1</sup> Pressão osmótica é a pressão que deve ser aplicada sobre uma membrana semipermeável para evitar que o solvente a atravesse, ou seja, é a força contrária à osmose.

<sup>2</sup> Os polímeros de condensação são formados pela eliminação de moléculas, normalmente água.

## 2.2 PAPEL

Como sabemos por (ALAVA, pág. 672, 2006), os fatores que mais exercem importância sobre nos papéis são fibras de celulose, feitas a partir de madeira ou outras origens naturais como o Sisal, e a porosidade formada entre as fibras quando da sua fabricação.

Os papéis contêm fibras de celulose que são obtidas separando-as em um processo de fabricação industrial que pode ser por trabalho mecânico (polpa mecânica) ou por cozimento (polpa química). As dimensões típicas de algumas dessas fibras são listadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Valores típicos de fibras de celulose usadas na fabricação de papeis.

Madeira	Massa por unidade de comprimento. (mg m <sup>-1</sup> )	Comprimento (mm)	Espessura (μm)	Peso Base (gm <sup>-2</sup> )
Pine Scots (springwood)	0.16	2.1	37	4.3
Pine Scots (summerwood)	0.31	2.1	30	10.3
Western hemlock	0.20	2.4	31	6.5
Douglas fir	0.25	2.8	34	7.1

Fonte: (ALAVA, 2006).

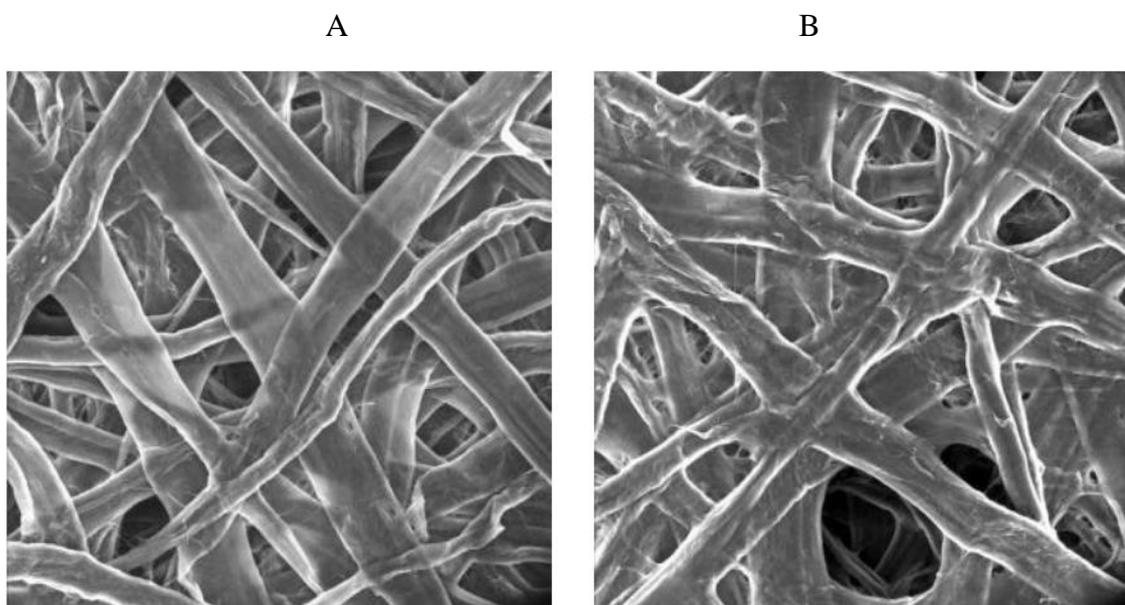
A característica principal das fibras é seu comprimento, de alguns milímetros como regra. Na fabricação da polpa de celulose - separação das fibras da madeira - frequentemente as fibras são danificadas, especialmente verdadeiro para a polpa mecânica, em que a maioria das partículas são fibras quebradas e fragmentos de fibras. A origem da falta de homogeneidade no papel está no seu processo de formação, o processo envolve fluxo turbulento de uma suspensão de água e fibras, sua filtração e sedimentação. O papel industrial tem, devido à sua origem anisotrópica<sup>3</sup>, duas direções principais, a "direção da máquina/esteira de produção" (ao longo da fibra) e a "direção transversal". A fração de massa das fibras no processo de fabricação é de cerca de 1% inicialmente, aumenta para cerca de 20% no final do processo de drenagem. Neste ponto, as fibras e os outros constituintes do papel não podem mais se mover livremente em relação um ao outro. A água é continuamente removida se pressionando a polpa e evaporando-a com auxílio de secadores.

<sup>3</sup> Característica de que uma certa propriedade física varia com a direção.

Assim, a natureza estocástica<sup>4</sup> do processo de drenagem leva a uma estrutura de rede planar onde as posições, orientações e formas (ou seja, curvas, dobras, ondulações, etc.) das fibras são aleatórias. Após a drenagem, a estrutura do papel possui correlações, as quais influenciam as propriedades de manuseio.

Um fator importante é a massa restante por unidade de área, medida em unidades de gramas por metro quadrado (ver Tabela 1, última coluna). A imagem apresentada na Figura 12 ilustra esses fatos e os espaços que as tintas ferrogálicas preenchem quando são aplicadas sobre o papel acarretando a sua aderência.

Figura 12 - Imagens da superfície do papel por microscopia eletrônica de varredura, não foi informado a escala (A) Papel tensionado e (B) livre de tensão.



Fonte: (ALAVA, 2006).

O trabalho de (WILBRINK, pág. 7, 2011) esclarece que devido ao processo de deposição de fibra úmida e prensagem descrito acima, o papel é um material plano que consiste em camadas de fibras de celulose densamente compactadas, que convencionalmente são consideradas ligadas por ligações de hidrogênio principalmente. Nos papeis históricos o processo é manual, propiciando uma aleatoriedade maior das fibras de celulose quando da sua confecção, reduzindo a característica anisotrópica do papel industrial.

---

<sup>4</sup> Estocástico é uma família de variáveis aleatórias representando a evolução de um sistema de valores com o tempo.

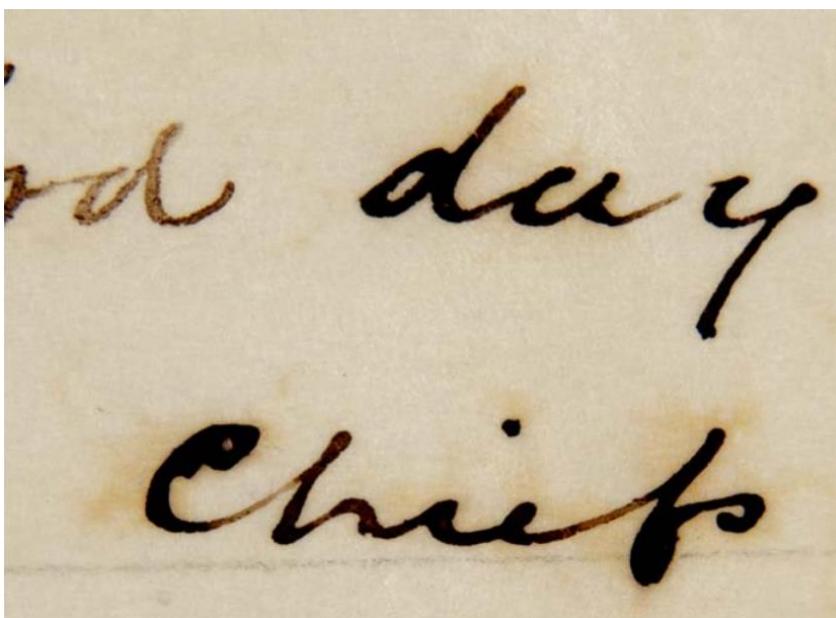
### 2.3 TINTAS FERROGÁLICAS

A tinta ferrogálica usada nesses documentos históricos vem sendo estudada amplamente e principalmente devido aos efeitos de migração e oxidação que podem até acarretar um desprendimento da região onde a tinta foi depositada do restante do suporte.

Os processos químicos complexos entre a tinta e o papel dependem de vários fatores, que vão desde a composição de materiais às influências ambientais. Todo o processo de degradação do papel pode ser visto como uma combinação de vários mecanismos. Entre eles, a hidrólise catalisada por ácido sulfúrico, causando uma redução das propriedades mecânicas do papel através do encurtamento das cadeias poliméricas da celulose e a oxidação catalisada pelo metal Fe(II) presente na tinta com subsequente desenvolvimento de compostos voláteis, enfraquecimento mecânico e descoloração, são descritos com mais frequência.

Na Figura 13 exemplificamos o uso da tinta ferrogálica num documento histórico como esse texto obtido de um documento canadense de 1905 conhecido como “James Bay Treaty”.

Figura 13 - Fotografia de parte escrita com tinta ferrogálica onde se percebe manchas em torno da escrita o que caracteriza migração da tinta.

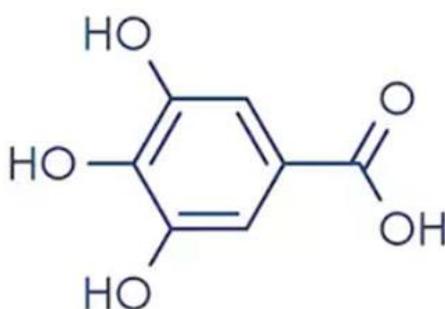


Fonte: (GOLTZ, 2009).

As receitas históricas da tinta ferrogálica contêm tipicamente três ingredientes básicos: ácido gálico a partir principalmente de taninos hidrolisados, sulfato ferroso – Fe(II) e uma resina, ou polissacarídeo, como a goma arábica que funciona como aglutinante, e algum agente para aumento da viscosidade.

Na Figura 14 vemos uma ilustração da molécula do ácido gálico [C<sub>7</sub>H<sub>6</sub>O<sub>5</sub>].

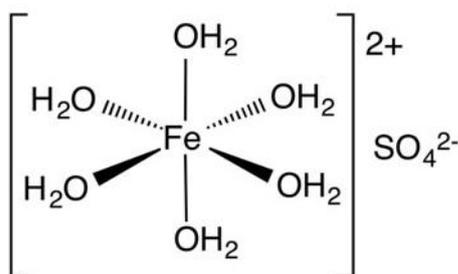
Figura 14 - Imagem da molécula do ácido gálico.



Fonte: Autor.

A Figura 15 segue ilustrando a molécula do sulfato ferroso [FeSO<sub>4</sub>·7H<sub>2</sub>O].

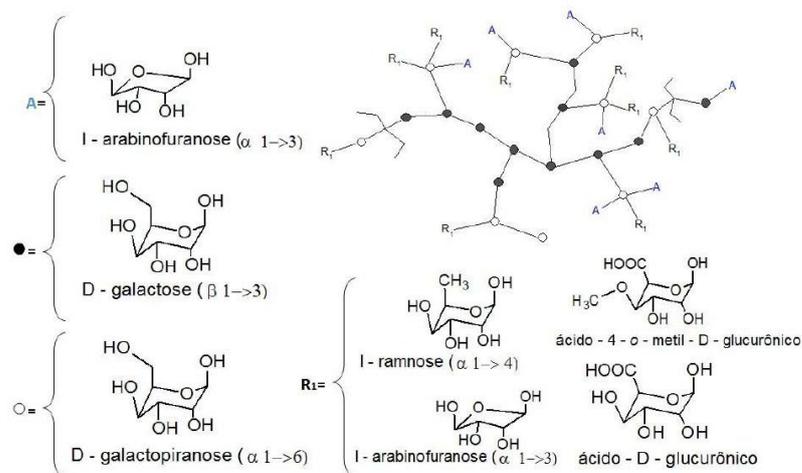
Figura 15 - Imagem da molécula sulfato ferroso – Fe(II).



Fonte: Autor.

Completando a ilustração, a Figura 16 apresentada a goma arábica em uma estrutura molecular proposta na literatura (QUINTANILHA, p. 36, 2015).

Figura 16 - Estrutura molecular proposta na literatura da goma arábica e os principais grupos terminais e formadores da cadeia principal.



Fonte: (QUINTANILHA, 2015).

Embora seja amplamente aceito que a cor da tinta é resultante de uma reação do Fe(II) aquoso e o ácido gálico, a estrutura e a composição do complexo de ferro-gálico resultante são questões ainda controversas.

Diversos estudos tentaram elucidar essas questões, mas apenas dois são comumente referenciados (ALDO, pág. 5152-5153, 2016).

No primeiro deles, Wunderlich e equipe demonstrou em 1990 que a reação entre o ácido gálico e o cloreto de Fe(III) dá um material polimérico preto azulado e insolúvel, juntamente com alguns cristais negros do polímero de coordenação de galato de Fe(III), Fe(C<sub>7</sub>O<sub>5</sub>H<sub>3</sub>).2H<sub>2</sub>O. No entanto, como o complexo de Wunderlich foi sintetizado a partir de um precursor de cloreto de Fe (III), há um ceticismo geral e explícito na comunidade que trata do patrimônio cultural escrito em relação à sua relevância no tema. Em 2006, Feller e Cheetham obtiveram cristais em forma de bastão preto-azulados do mesmo complexo usando métodos hidrotérmicos e razões molares iguais de cloreto de Fe(II) e precursores de ácido gálico, mas este trabalho permanece ainda sem repercussão na literatura sobre herança cultural escrita.

No segundo estudo, publicado em 1999, Krekel propôs um modelo alternativo baseado em experimentos envolvendo a reação com proporções molares iguais de materiais tradicionais nas confecções de tintas ferrogálica: sulfato ferroso – Fe(II) e ácido gálico. Krekel propôs que uma oxidação inicial do precursor Fe(II) ocorre para formar um complexo tetraédrico de bis galato de Fe(III), que sofre mais descarboxilação dos ligantes de galato para produzir um complexo preto e insolúvel de pirogalina octaédrica Fe(III),  $Fe_2(C_6O_3H_3)_2 \cdot 4H_2O$ .

O que podemos afirmar é que a confecção desse tipo de tinta não segue uma regra definida quanto a sua composição que não sendo muito variável, não chega a ser um obstáculo que dificulte ou desqualifique o objeto da nossa pesquisa.

Após levantamento junto as instituições oficiais do Brasil como a Biblioteca Nacional e o Arquivo Nacional dentre outros que tratam do acondicionamento de documentos históricos, optamos pela confecção e uso de dois dos tipos de tintas ferrogálicas mais usados pelos restauradores brasileiros e que tem sua diferença no tipo do Tanino usado como fornecedor do ácido gálico, ou seja: hidrolisável ou condensado.

Com a colaboração do laboratório de conservação e restauro do Museu de Astronomia e Ciências Afins – MAST na cidade do Rio de Janeiro sob a tutela do Prof. Titular Dr. Antônio Carlos Augusto da Costa, membro do departamento de química da Universidade Estadual do Rio de Janeiro – UERJ foi elaborada e fornecida para suportar a nossa pesquisa dois tipos de tintas ferrogálicas que seguem as seguintes formulações:

Tinta Ferrogálica - Tipo 1:

1,0g de  $FeSO_4 \cdot 7H_2O$ .

5,5g de Tanino Vegetal Hidrolisável (castanheiro KPN).

2,0g de goma arábica.

5,0mL de etanol.

Tinta Ferrogálica - Tipo 2:

1,0g de  $FeSO_4 \cdot 7H_2O$ .

5,5g de Tanino Vegetal Condensado (Weibull).

2,0g de goma arábica.

5,0mL de etanol.

Na Figura 17 vemos os dois recipientes com as tintas ferrogálicas fornecidas pelo MAST para o uso na pesquisa.

Figura 17 - Imagem dos recipientes com os dois tipos de tintas.



Fonte: Autor.

### 3 IMAGEM POR RAIOS X

Nesta seção, apresentaremos, de forma resumida, como os raios X são produzidos, de que forma eles interagem com os materiais constituintes dos objetos a serem imageados e, finalmente, como são detectados. Visto que o uso dos raios X para obtenção de imagens em pesquisas com materiais é bem menos frequente que na área médica, em alguns pontos deste texto faremos uso de ilustrações e comentários pertinentes às aplicações médicas com o objetivo de melhor elucidar as questões em pauta. Nestes casos, as palavras corpo, paciente e tecido biológico podem ser consideradas como objetos ou materiais, sem grande perda de generalidade dos argumentos utilizados. Neste sentido, é interessante ter em mente que o material papel é de origem orgânica. Ou seja, ele é constituído, essencialmente, por átomos de carbono, hidrogênio e oxigênio que são também os constituintes da maioria dos tecidos biológicos.

#### 3.1 BREVE HISTÓRICO

Pela descoberta de uma nova radiação capaz de altos níveis de penetração nos objetos, Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) recebeu o primeiro Prêmio Nobel de Física em 1901. Em 8 de novembro de 1895, realizando experimentos com elétrons acelerados, descobriu a radiação com a capacidade de penetrar objetos opticamente opacos, que ele chamou de raios X. (BUZUG, 2008). Röntgen, ao fazer experimentos com tubos de raios catódicos, observou o fluxo de elétrons gerados através de uma tensão no interior de um tubo de Hittorf-Crookes, coberto por uma blindagem de papelão preto, notou o aparecimento de uma linha preta em um papel contendo platino cianeto de bário, este em cima de sua mesa (MARTINS, R. A., 1998).

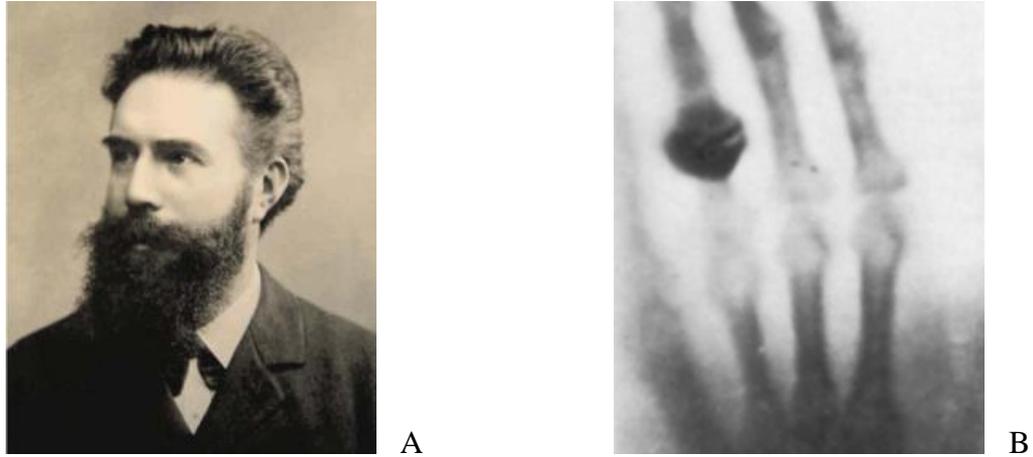
Em sua primeira publicação sobre os raios X, Röntgen não encontrou nenhuma maneira de desviar, refletir ou polarizar os raios X, mas descobriu que a transmissão através de um material depende de sua espessura, densidade e composição (TWENGSTRÖM, W., 2018).

A descoberta possibilitou a produção de uma imagem gerada com raios X, a radiografia.

A primeira radiografia, é uma das imagens mais conhecidas no mundo, foi realizada pelo próprio Röntgen da mão de sua esposa em 22 de dezembro de 1895.

Na Figura 18B podemos ver a imagem aceita como a 1ª radiografia produzida.

Figura 18 - (A) Fotografia de Wilhelm C. Röntgen. (B) 1ª radiografia feita da mão de Anna Bertha Roentgen (1839-1919).



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

A radiografia é realizada com uma fonte de raios X de um lado do objeto a ser imageado e um detector de raios X (normalmente plano) do outro lado.

Um pulso de raios X de curta duração (normalmente menos de meio segundo) é emitido pelo tubo de raios X, uma grande fração dos raios interage com o objeto, e alguns passam por ele e alcançam o detector, onde uma imagem radiográfica é formada.

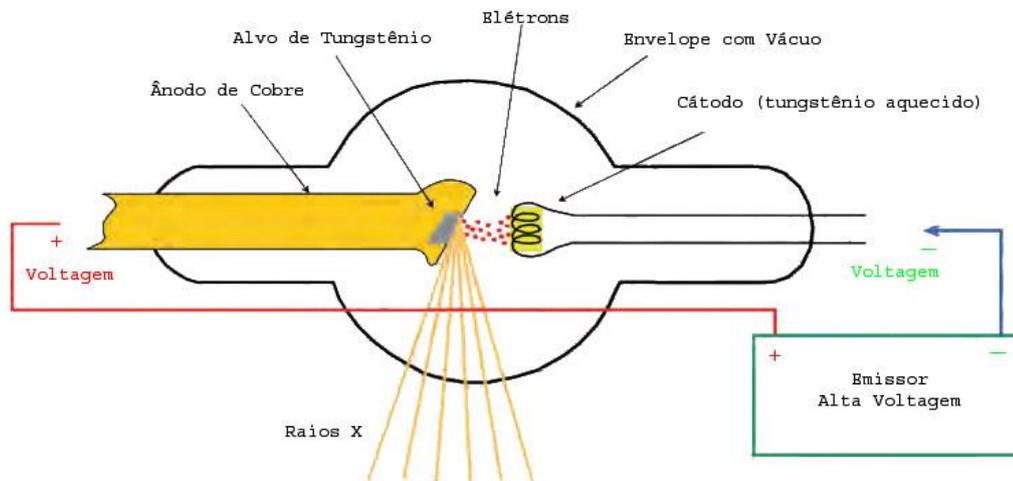
A distribuição homogênea dos raios X que entram no objeto a ser imageado é modificada pelo grau em que os raios são atenuados dos do feixe por espalhamento e absorção no material do objeto. As propriedades de atenuação nos diferentes materiais podem ser muito diferentes, resultando em uma distribuição heterogênea de raios X que emerge após a passagem pelo objeto. A imagem radiográfica é uma imagem desta distribuição de raios X. O detector utilizado na radiografia pode ser filme fotográfico (película) ou um sistema de detecção eletrônica (radiografia digital). (BUSHBERG, 2012).

### 3.2 FONTE DE RAIOS X

Embora existam diferentes fontes ou formas de produzir de raios X, apresentaremos aqui os princípios de funcionamento da forma mais usada na atualidade. Raios X podem ser criados a partir da conversão da energia cinética de elétrons em radiação eletromagnética quando eles são desacelerados pela interação com o material de um alvo.

Um diagrama simplificado de um tubo de raios X na Figura 19 ilustra esses componentes.

Figura 19 - Imagem com esquema simplificado.



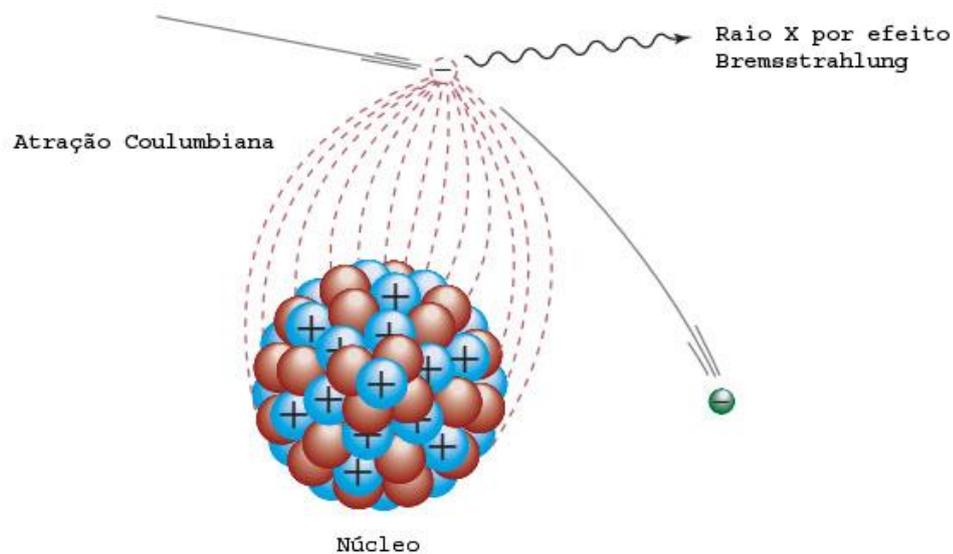
Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Na geração de raios X, uma grande diferença de potencial elétrico de 20.000 V a 150.000 V (20kV a 150 kV) é aplicada entre dois eletrodos (o cátodo e o ânodo) no vácuo. O cátodo é a fonte de elétrons, e o ânodo, com um potencial positivo em relação ao cátodo, é o alvo dos elétrons. A medida que os elétrons do cátodo viajam para o ânodo, eles são acelerados pela tensão entre os eletrodos e atingem as energias cinéticas iguais ao produto da carga elétrica e à diferença de potencial.

Uma unidade de energia é o elétron volt (eV), igual à energia atingida por um elétron acelerado através de uma diferença de potencial de 1V. Assim, a energia cinética de um elétron acelerado por uma diferença de potencial de 50 kV é de 50 keV. O eV é uma quantidade muito pequena de energia,  $1\text{eV} = 1,6022 \times 10^{-19}\text{J}$ .

No impacto com o alvo, a energia cinética dos elétrons é convertida em outras formas de energia. A grande maioria das interações é por colisão, em que as trocas de energia dos elétrons no alvo dão origem ao calor. Uma pequena fração dos elétrons acelerados alcançam a proximidade do núcleo atômico e é influenciada por seu campo elétrico positivo. As forças elétricas atraem e desaceleram o elétron mudando sua direção, causando uma perda de energia cinética, que é emitida como um fóton de raios X de igual energia. Enquanto a maioria das interações elétricas com os núcleos atômicos são elásticas, os elétrons podem sofrer interações inelásticas, nas quais o caminho do elétron é defletido pelo núcleo carregado positivamente, com uma perda de energia cinética. Esta energia é instantaneamente emitida como radiação eletromagnética, como os raios X. A energia é conservada, pois a energia da radiação é igual à energia cinética perdida pelo elétron. A emissão de radiação que acompanha a desaceleração eletrônica é chamada de bremsstrahlung, uma palavra alemã que significa “radiação de frenagem”, vide Figura 20. A desaceleração dos elétrons de alta velocidade em um tubo de raios X produz os raios X de bremsstrahlung usados na produção da radiografia.

Figura 20 - Imagem ilustrando o efeito bremsstrahlung e a produção de raios X.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

A emissão bremsstrahlung total por átomo é proporcional a  $Z^2$ , onde  $Z$  é o número atômico do absorvedor, e inversamente proporcional ao quadrado da massa da partícula incidente, ou seja,  $Z^2/m^2$ . Devido à forte influência da massa da partícula, a produção de bremsstrahlung por partículas carregadas mais pesadas, como prótons e as partículas alfa terão menos de um milionésimo do produzido pelos elétrons.

A energia de um fóton de raios X de bremsstrahlung pode ser qualquer valor incluindo até toda a energia cinética do elétron defletido. Assim, quando muitos elétrons sofrem interações de bremsstrahlung, o resultado é um espectro contínuo de energias de raios X. Este processo é o responsável pela maioria dos raios X produzidos pelos tubos de raios X.

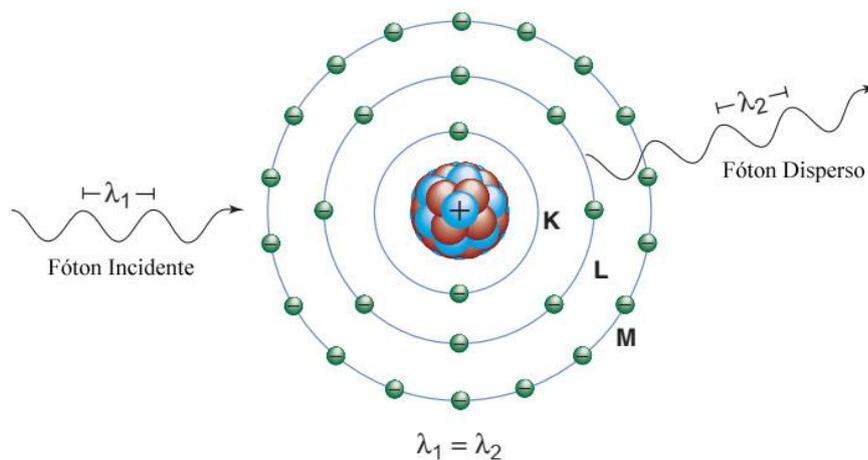
### 3.3 INTERAÇÃO DOS RAIOS X

Ao atravessar a matéria, os fótons penetrarão sem interação, dispersarão ou serão absorvidos. Existem quatro tipos principais de interações de fótons de raios X com a matéria, as três primeiras desempenham um papel importante na radiologia e medicina nuclear: (a) espalhamento de Rayleigh, (b) espalhamento de Compton, (c) absorção fotoelétrica e (d) produção de pares.

#### 3.3.1 espalhamento de rayleigh

No espalhamento de Rayleigh, o fóton incidente interage e excita o átomo total, em oposição aos elétrons individuais, como no espalhamento de Compton ou o efeito fotoelétrico. Essa interação ocorre principalmente com raios X de baixa energia, como os usados na mamografia (15keV a 30 keV). Durante o evento de dispersão de Rayleigh, o campo elétrico da onda eletromagnética do fóton incidente gasta energia, fazendo com que todos os elétrons no átomo de dispersão oscilem em fase. A nuvem de elétrons do átomo irradia imediatamente essa energia, emitindo um fóton da mesma energia, mas em uma direção ligeiramente diferente, ver Figura 21.

Figura 21 - Dispersão de Rayleigh. A imagem mostra que o fóton incidente  $\lambda_1$  interage com um átomo e o fóton espalhado  $\lambda_2$  está sendo emitido com o mesmo comprimento de onda e energia. Os fótons dispersos no espalhamento Rayleigh são normalmente emitidos em direções próximas da trajetória dos fótons incidentes. K, L e M são camadas de elétrons.



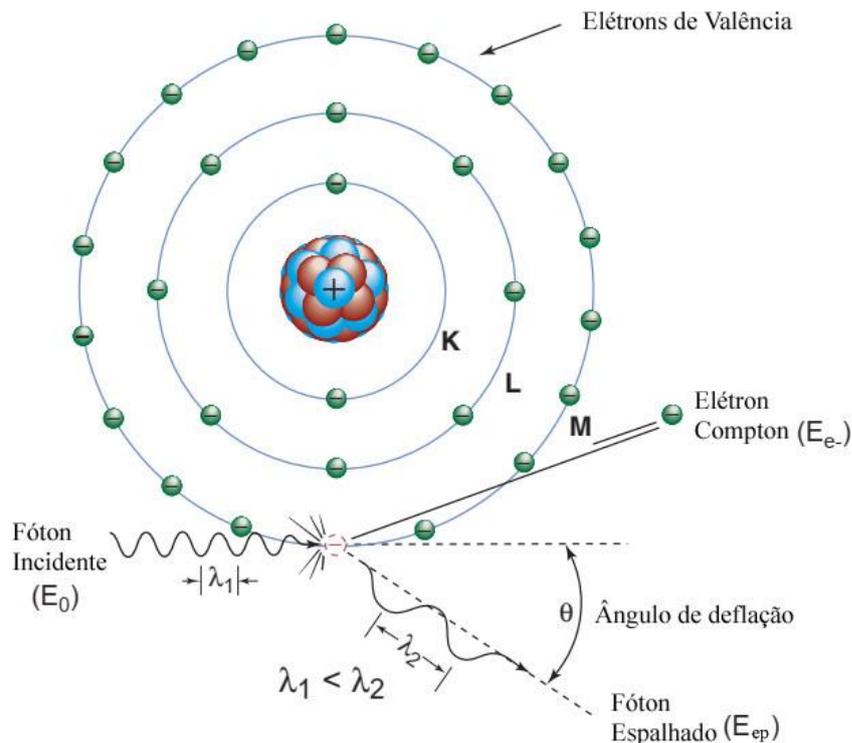
Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Nesta interação, os elétrons não são ejetados e a ionização não ocorre. Na radiografia esse espalhamento terá um efeito de degradação na qualidade da imagem. As interações de Rayleigh também são chamadas de dispersão “coerente” ou “clássica”.

### 3.3.2 espalhamento Compton

O espalhamento Compton (também chamado de dispersão inelástica ou não clássica) é a interação predominante dos fótons de raios X na faixa de energia usada em aplicações médicas. O espalhamento Compton não só predomina nesta faixa, mas também continua a predominar bem além das energias usadas em aplicações médicas até aproximadamente 30 MeV. Essa interação é mais provável de ocorrer entre fótons e a valência mais exterior dos elétrons, vide Figura 22.

Figura 22 - Efeito Compton. A imagem mostra o fóton incidente com energia ( $E_0$ ), interagindo com um elétron de camada de valência que resulta na ejeção do elétron de Compton ( $E_{e^-}$ ) e a emissão simultânea de um fóton de Compton espalhado ( $E_{ep}$ ) emergindo em um ângulo  $\theta$  relativo a trajetória do fóton incidente. K, L e M são camadas de elétrons.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

O elétron é ejetado do átomo e o fóton espalhado é emitido com alguma redução na energia relativa ao fóton incidente. Como em todos os tipos de interações, tanto a energia quanto o momento devem ser conservados. Assim, a energia do fóton incidente ( $E_0$ ) é igual à soma da

energia do fóton espalhado ( $E_{ep}$ ) e a energia cinética do elétron ejetado ( $E_{e^-}$ ), como mostrado na Equação 3-1. A energia de ligação do elétron que foi ejetado é comparativamente pequena e pode ser ignorada.

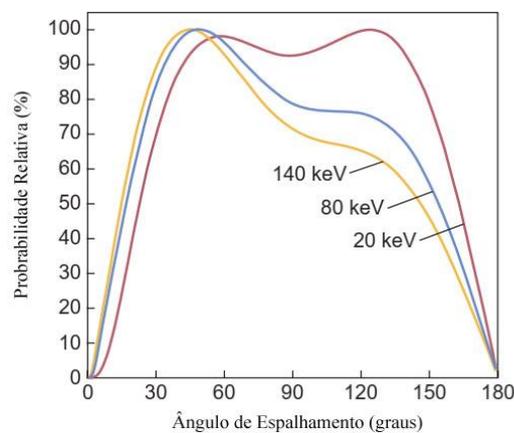
$$E_0 = E_{ep} + E_{e^-} \quad \text{Equação 3-1}$$

O espalhamento Compton resulta na ionização do átomo e na divisão da energia do fóton incidente entre o fóton espalhado e o elétron ejetado. O elétron ejetado perderá sua energia cinética via excitação e ionização de átomos no material circundante. O fóton espalhado pode atravessar o meio sem interação ou pode sofrer interações subsequentes, como um novo espalhamento Compton, absorção fotoelétrica ou espalhamento Rayleigh. A energia do fóton espalhado pode ser calculada (equação 3-2) a partir da energia do fóton incidente e do ângulo (com relação à trajetória do incidente) do fóton espalhado:

$$E_{ep} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511 \text{ KeV}} (1 - \cos \theta)} \quad \text{Equação 3-2}$$

A medida que a energia do fóton incidente aumenta, os fótons dispersos e os elétrons se espalham mais na direção da frente, vide Figura 23.

Figura 23 - O gráfico ilustra a probabilidade relativa do espalhamento Compton como uma função do ângulo de espalhamento para fótons de 20, 80 e 140 keV no tecido biológico. Cada curva é normalizada para 100%.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Na imagem da radiografia essas transmissões dos fótons são muito mais propensas a serem detectados pelo receptor de imagem. Além disso, para um dado ângulo de espalhamento, a fração de energia transferida para o fóton espalhado diminui com o aumento da energia do fóton incidente.

Assim, para fótons incidentes de energia mais alta, a maior parte da energia é transferida para o elétron espalhado. Por exemplo, para um ângulo de espalhamento de 60 graus, a energia do fóton espalhado ( $E_{ep}$ ) é 90% da energia do fóton incidente ( $E_0$ ) a 100 keV, mas somente 17% a 5 MeV.

Quando o espalhamento de Compton ocorre nas energias de raios X mais baixas usadas em imagens (15keV a 150 keV), a maioria da energia do fóton incidente é transferida para o fóton espalhado. Assim, num fóton incidente com 80 keV, a energia mínima do fóton espalhado é de 61 keV. Em aplicações médicas, mesmo com a perda máxima de energia, os fótons dispersos têm energias relativamente altas e penetram nos tecidos biológicos. Na imagem de transmissão de raios X e na geração de imagens de emissão nuclear, a detecção de fótons espalhados pelos receptores de imagem resulta em uma degradação do contraste da imagem e um aumento no ruído aleatório.

As leis de conservação de energia e momentum colocam limites no ângulo de dispersão e na transferência de energia. Por exemplo, a transferência de energia máxima para o elétron de Compton (e, portanto, a redução máxima na energia do fóton incidente) ocorre com uma dispersão de fótons de 180 graus (retro espalhamento). De fato, a energia máxima do fóton espalhado é limitada a 511 keV a 90 graus de espalhamento e a 255 keV para um evento de espalhamento de 180 graus. Estes limites na energia dos fótons dispersos mantêm-se mesmo para fótons de energia extremamente elevada. O ângulo de dispersão do elétron ejetado não pode exceder 90 graus, enquanto que o do fóton espalhado pode ser qualquer valor incluindo um retro espalhamento de 180 graus. Em contraste com o fóton espalhado, a energia do elétron ejetado é geralmente absorvida perto do local de dispersão. A energia do fóton incidente deve ser substancialmente maior que a energia de ligação do elétron antes que uma interação com o Compton possa ocorrer. Assim, a probabilidade relativa de uma interação de Compton aumenta, comparada ao espalhamento de Rayleigh ou à absorção fotoelétrica, à medida que a energia do fóton incidente aumenta.



Para que ocorra a absorção fotoelétrica, a energia do fóton incidente deve ser maior ou igual à energia de ligação do elétron que é ejetado. O elétron ejetado é provavelmente aquele cuja energia de ligação está mais próxima, mas é menor do que a energia do fóton incidente. Por exemplo, para fótons cujas energias excedem a energia de ligação da camada K, as interações fotoelétricas com elétrons da camada K são mais prováveis.

Após uma interação fotoelétrica, o átomo é ionizado, com uma vaga eletrônica do orbital interno. Esta vaga será preenchida por um elétron de um orbital com menor energia de ligação. Isso cria outra vaga, que, por sua vez, é preenchida por um elétron de uma camada de energia de ligação ainda mais baixa. Assim, ocorre uma cascata de elétrons das camadas externas para as internas.

A diferença na energia de ligação é liberada como fótons de raios X característicos. A probabilidade de emissão de raios X característico diminui à medida que o número atômico do absorvedor diminui e assim a emissão característica de raios X não ocorre com frequência para interações com fótons de energia em diagnósticos de tecidos biológicos macios.

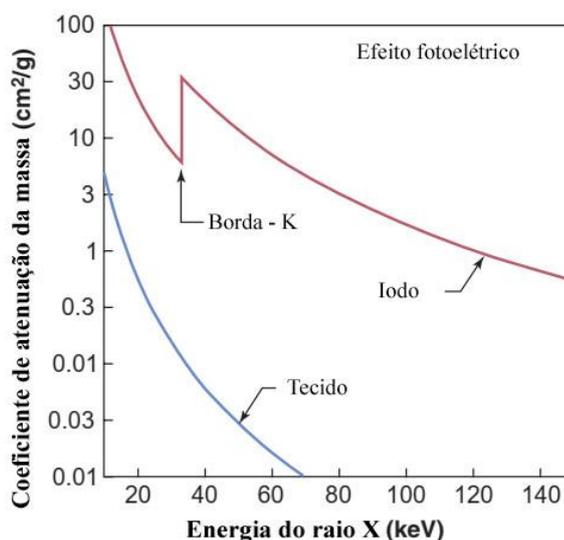
O efeito fotoelétrico ocorre com os elétrons da camada de valência, como quando os fótons de luz atingem os materiais com alto  $Z$  que compõem o fotocátodo (por exemplo, césio, rubídio e antimônio) como em um tubo fotomultiplicador, que multiplica a corrente produzida pela luz. Estes materiais são especialmente selecionados para fornecer elétrons com ligações fracas, então, quando iluminado, o fotocátodo libera facilmente elétrons. Neste caso, nenhuma cascata de elétrons do orbital interno ocorre e nenhuma característica de raios X é produzida.

A probabilidade de absorção fotoelétrica por unidade de massa é aproximadamente proporcional a  $Z^3/E_0^3$ , onde  $Z$  é o número atômico e o  $E_0$  é a energia do fóton incidente. Por exemplo, a probabilidade de interação fotoelétrica em iodo ( $Z = 53$ ) é  $(53/20)^3$  ou 18,6 vezes maior que em cálcio ( $Z = 20$ ) para um fóton de uma energia específica. O benefício da absorção fotoelétrica na imagem produzida por raios X é que não há fótons dispersos para degradar a imagem. O fato de que a probabilidade de interação fotoelétrica ser proporcional a  $(1/E_0)^3$  explica, em parte, por que o contraste da imagem diminui quando são usadas energias de raios X mais altas no processamento da imagem. Se as energias dos fótons são duplicadas, a probabilidade de interação fotoelétrica é reduzida em oito vezes:  $(1/2)^3 = 1/8$ .

Embora a probabilidade do efeito fotoelétrico diminua, em geral, com o aumento da energia dos fótons, há uma exceção. Para cada elemento, a probabilidade do efeito fotoelétrico, em função da energia dos fótons, exhibe descontinuidades acentuadas chamadas de bordas de absorção, ver Figura 25.

A probabilidade de interação de fótons de energia logo acima de uma borda de absorção é muito maior que a de fótons de energia ligeiramente abaixo da borda. Por exemplo, um fóton de raios X de 33,2 keV tem cerca de seis vezes mais probabilidade de ter uma interação fotoelétrica com um átomo de iodo do que um fóton de 33,1 keV.

Figura 25 - Gráfico dos coeficientes fotoelétricos de atenuação da massa para o tecido biológico ( $Z_{\text{efetivo}}^5 \approx 7$ ) e iodo ( $Z = 53$ ) em função da energia. O aumento abrupto nos coeficientes de atenuação chamados “bordas de absorção” ocorre devido ao aumento da probabilidade de absorção fotoelétrica quando a energia do fóton excede apenas a energia de ligação dos elétrons da camada interna (K, L, ...), aumentando assim o número de elétrons disponíveis para interação. Esse processo é muito significativo em elementos com  $Z$  alto, como iodo e bário, para os raios X nessa faixa de energia em geração de imagens.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Como já mencionado, um fóton não pode sofrer uma interação fotoelétrica com um elétron em uma camada de valência ou subcamada atômica específica se a energia do fóton for menor que a energia de ligação. Isso causa uma diminuição na probabilidade de absorção fotoelétrica de fótons cujas energias estão logo abaixo da energia de ligação de uma camada.

<sup>5</sup> O cálculo do  $Z$  “efetivo” ainda sofre de grande discussão no meio acadêmico.

Assim, a energia do fóton correspondente a uma borda de absorção é a energia de ligação dos elétrons naquela camada de valência ou subcamada específica. Uma borda de absorção é designada por uma letra, representando a camada atômica dos elétrons, seguida por um subscrito numeral romano denotando a subcamada (K, LI, LII, LIII). A energia do fóton correspondente a uma determinada borda de absorção aumenta com o número atômico ( $Z$ ) do elemento. Por exemplo, os elementos primários que compreendem tecidos biológicos macios (H, C, N e O) têm bordas de absorção abaixo de 1 keV. O elemento iodo ( $Z = 53$ ) usado como agente de contraste radiográfico para fornecer atenuação de raios X aprimorada, tem uma borda de absorção K de 33,2 keV, ver Figura 25. A energia da borda K do material “alvo” na maioria dos tubos de raios X (tungstênio,  $Z = 74$ ) é de 69,100 keV. As energias de ligação das camadas K e L para elementos com números atômicos  $Z$  de 1 a 100 são fornecidas no Apêndice A.

A absorção fotoelétrica é o principal modo utilizado em aplicações médicas por raios X com materiais de contraste radiográficos, com números atômicos muito mais altos que os tecidos biológicos. Por outro lado, o espalhamento de Compton predomina na maioria das energias dos fótons para estudos de contraste em materiais de menor número atômico e o ar.

Em energias de fótons abaixo de 50 keV, interações fotoelétricas em material orgânico desempenham um papel importante. O processo de absorção fotoelétrica pode ser usado para amplificar diferenças na atenuação entre materiais com números atômicos ligeiramente diferentes, melhorando assim o contraste da imagem. Esta absorção diferencial é explorada para melhorar por exemplo o contraste da imagem através da seleção do material usado no alvo do tubo de raios X e no filtro em mamografias, por exemplo.

### 3.4 ORIGEM DO CONTRASTE

Os raios X ao passarem pela matéria sofre interações vista nas seções anteriores, acarretando em atenuação. A atenuação é causada pela absorção e dispersão dos fótons primários.

#### 3.4.1 coeficiente de atenuação linear – cal

A fração dos fótons removidos do feixe de raios X por unidade de espessura de material é chamada de coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ), tipicamente expressa em unidades de centímetros inversos ( $\text{cm}^{-1}$ ). O número de fótons removidos do feixe atravessando uma espessura muito pequena  $\Delta x$  pode ser expresso como:

$$\eta = \mu N_0 \Delta x \quad \text{Equação 3-4}$$

Onde  $\eta$  é o número de fótons removidos do feixe, e  $N_0$  é o número de fótons incidentes no material.

Por exemplo, 100 keV atravessando um tecido biológico macio<sup>6</sup> seu coeficiente de atenuação linear é  $0,016 \text{ mm}^{-1}$ . Assim, para cada 1000 fótons atravessando um tecido com 1 mm 16 fótons serão removidos do feixe por absorção ou espalhamento. A medida que a espessura aumenta a relação não é linear, não seria correto concluir pela Equação 3-4 que 6 cm de tecido atenuariam 960 (96%) dos fótons incidentes. Para resolver com precisão o número de fótons removidos do feixe usando a Equação 3-4, seriam necessários cálculos múltiplos utilizando espessuras muito pequenas de material ( $\Delta x$ ). Para transpor essa dificuldade, o Cálculo Matemático pode ser empregado para simplificar essa questão. Para um feixe mono energético de fótons incidentes sobre placas grossas ou finas de material, existe uma relação exponencial entre o número de fótons incidentes ( $N_0$ ) e aqueles que são transmitidos ( $N$ ) através de uma espessura  $x$  sem interação:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad \text{Equação 3-5}$$

---

<sup>6</sup> O coeficiente de atenuação linear em um tecido biológico macio pode variar de 0,35 a  $0,16 \text{ cm}^{-1}$  para energias de fótons variando de 30 a 100 keV.

Assim, recalculando a fração de fótons de 100 keV transmitidos através de 6 cm de tecido é:

$$N/N_0 = e^{-(0,16 \text{ cm}^{-1})(6 \text{ cm})} = 0,3829$$

Este resultado indica que, em média, 383 dos 1.000 fótons incidentes (ou seja, 38,3%) seriam transmitidos através do tecido de 60 mm sem interagir. Assim, a atenuação real (1 - 0,383 ou 61,7%) é menor do que os 96% previsto pela Equação 3-4.

Para uma dada espessura de material, a probabilidade de interação depende do número de átomos que os raios X encontra por unidade de distância. A densidade ( $\rho$ , em g/cm<sup>3</sup>) do material afeta esse número. Assim, se a densidade for duplicada, os fótons encontrarão o dobro de átomos por unidade de caminho percorrido através do material. Sendo o coeficiente de atenuação linear proporcional à densidade do material, temos:

$$\mu_{\text{agua}} > \mu_{\text{gelo}} > \mu_{\text{vapor d'água}}$$

A relação entre a densidade do material, elétrons por massa, densidade eletrônica e coeficiente de atenuação linear (em 50 keV) para diversos materiais é mostrada na Tabela 2.

Tabela 2 - Exemplo de Alguns Materiais.

MATERIAL	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	ELÉTRONS POR MASSA (e/g) × 10 <sup>23</sup>	DENSIDADE ELETRÔNICA (e/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ em 50 KeV (cm <sup>-1</sup> )
Hidrogênio	0.000084	5.970	0.0005	0.000028
Vapor d'água	0.000598	3.340	0.0020	0.000128
Ar	0.001290	3.006	0.0038	0.000290
Gordura	0.910000	3.340	3.0400	0.193000
Gelo	0.917000	3.340	3.0600	0.19600
Água	1	3.340	3.3400	0.21400
Ossos Densos	1.850000	3.1920	5.9100	0.57300

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

### 3.4.2 coeficiente de atenuação de massa – cam

Para um dado material e espessura, a probabilidade de interação é proporcional ao número de átomos por volume. Essa dependência pode ser superada pela normalização do coeficiente de atenuação linear para a densidade do material. O coeficiente de atenuação linear, normalizado para densidade unitária, é chamado de coeficiente de atenuação de massa.

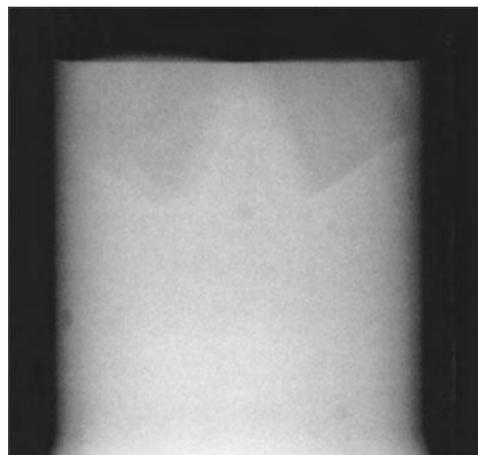
$$\text{CAM} \left( \frac{\mu}{\rho} \right) \left[ \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \right] = \frac{\text{CAL} (\mu) [\text{cm}^{-1}]}{\text{Densidade do Material} (\rho) [\text{g}/\text{cm}^3]} \quad \text{Equação 3-6}$$

O coeficiente de atenuação linear é geralmente expresso em unidades de  $\text{cm}^{-1}$ , enquanto as unidades do coeficiente de atenuação de massa são geralmente  $\text{cm}^2/\text{g}$ . O coeficiente de atenuação de massa é independente da densidade. Portanto, para uma determinada energia de fótons,

$$\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{água}} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{gelo}} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{vapor d'água}}$$

No entanto, na radiologia, não costumamos comparar massas iguais. Em vez disso, geralmente comparamos regiões de uma imagem que correspondem à irradiação de volumes adjacentes de tecido biológico. Logo, a massa contida em um determinado volume, desempenha um papel importante. Assim, pode-se visualizar radiograficamente o gelo em um copo de água devido à diferença de densidade entre o gelo e a água circundante, ver Figura 27.

Figura 27 - Radiografia de dois cubos de gelo em um recipiente de plástico com água. Os cubos de gelo podem ser visualizados devido à sua menor densidade em relação ao da água líquida.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Para calcular o coeficiente de atenuação linear para uma densidade diferente de  $1 \text{ g/cm}^3$ , a densidade  $\rho$  do material é multiplicada pelo coeficiente de atenuação da massa para produzir o coeficiente de atenuação linear. Por exemplo, o coeficiente de atenuação de massa do ar, para fótons de 60 keV, é de  $0,186 \text{ cm}^2/\text{g}$ . Em condições típicas do ambiente, a densidade do ar é de  $0,00129 \text{ g/cm}^3$ . Portanto, o coeficiente de atenuação linear do ar sob estas condições é

$$\mu = \text{CAM} \times \rho = \left(0,186 \text{ cm}^2/\text{g}\right) \left(0,00129 \text{ g}/\text{cm}^3\right) = 0,00023994 \text{ cm}^{-1}$$

A Equação 3-5 do coeficiente de atenuação de linear pode ser reescrita como

$$N = N_0 e^{-\text{CAM}\rho x} \quad \text{Equação 3-7}$$

Como o uso do coeficiente de atenuação de massa é tão comum, os cientistas neste campo tendem a pensar em espessura não como uma distância linear  $x$  (em cm), mas sim em termos de massa por unidade de área  $\rho x$  ( $\text{g/cm}^2$ ). O produto  $\rho x$  é chamado de espessura de massa ou espessura de área.

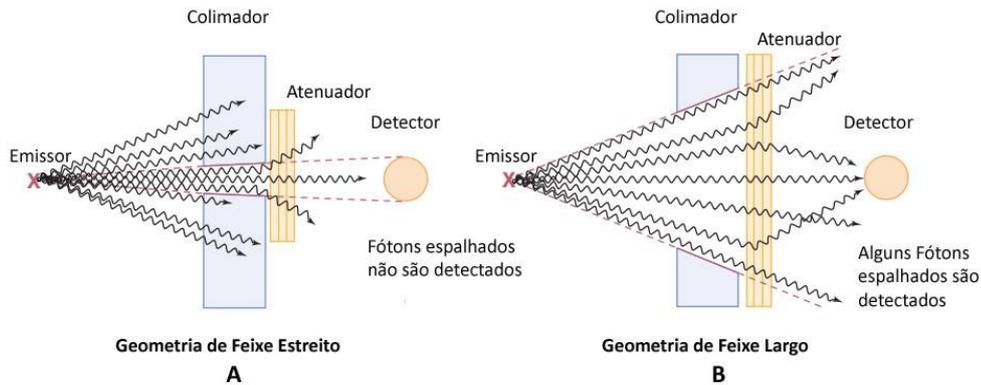
### 3.4.3 camada de meio valor – cmv

A camada de meio valor é definida como a espessura do material necessário para reduzir a intensidade de um feixe de raios X a metade do seu valor inicial. A CMV de um feixe é uma medida indireta das energias de fótons de um feixe, quando medida em condições de geometria de feixe estreito. Geometria de feixe estreito refere-se a uma configuração experimental projetada para excluir fótons dispersos de serem medidos pelo detector, ver Figura 28A.

Na geometria de feixe largo, o feixe é suficientemente largo para que uma fração substancial de fótons dispersos permaneça no feixe. Esses fótons dispersos que chegam ao detector resultam em uma subestimação do coeficiente de atenuação, ou seja, uma CMV superestimada, ver Figura 28B.

Aplicações mais práticas de atenuação ocorrem sob condições de feixe amplo.

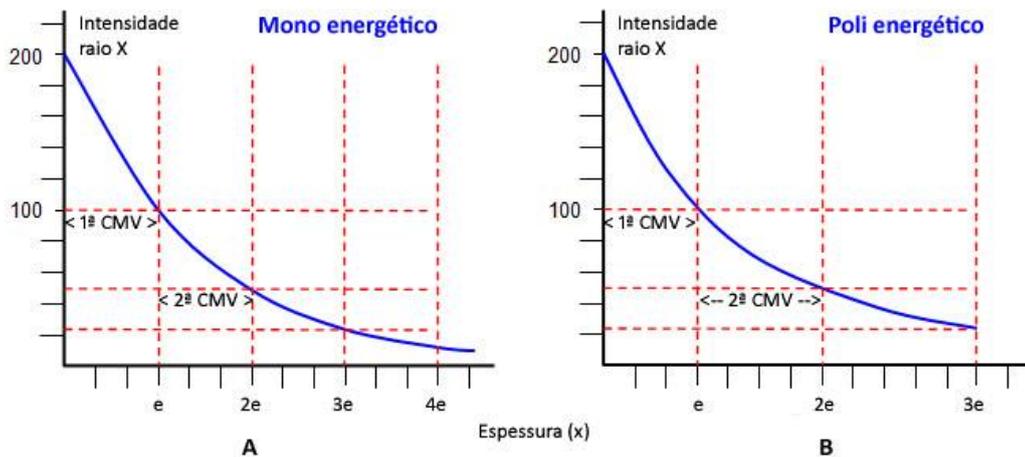
Figura 28 - (A) Geometria de feixe estreito significa que a relação entre a blindagem da fonte e o detector é tal que quase nenhum fóton espalhado interage com o detector. (B) Na geometria de feixe largo, os fótons dispersos podem alcançar o detector; assim, a atenuação medida é menor em comparação com condições de feixe estreito.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Para fótons mono energéticos sob condições da geometria de feixe estreito, a probabilidade de atenuação permanece a mesma para cada espessura da CMV adicional colocada no feixe. O gráfico da absorção dos raios X em função da intensidade dos raios X e a propagação da energia pode ser visto na Figura 29. Podemos ver que a curva de absorção achata à medida que o feixe penetra mais no material e a espessura da CMV é constante para fóton mono energético (Figura 29A) e aumenta para fóton poli energético (Figura 29B).

Figura 29 - Gráfico de absorção dos raios X (A) Fóton mono energético. (B) Fóton poli energético.



Fonte: (SCHOOLPHYSICS, 2019).

A redução na intensidade do feixe pode ser expressa como  $(1/2)^n$  onde  $n$  é igual ao número da CMV. Por exemplo, a fração de fótons mono energéticos transmitidos através de 5 CMV de material é:

$$(1/2)^5 = 1/32 = 0,0312 = 3,125\%$$

Portanto, 97% dos fótons são atenuados (removidos do feixe). A CMV de um feixe de raios X, medido em milímetros de alumínio sob as condições de geometria de feixe estreito, é uma medida substituta para o diagnóstico da penetrabilidade de um espectro de raios X.

É importante entender a relação entre  $\mu$  e a CMV. Na Equação 3-5,  $N = N_0/2$  quando a espessura do absorvedor (material) é de 1 CMV. Assim, para um feixe mono energético,

$$N_0/2 = N_0 e^{-\mu(\text{CMV})}$$

$$1/2 = e^{-\mu(\text{CMV})}$$

$$\ln(1/2) = \ln e^{-\mu(\text{CMV})}$$

$$-0,693147 = -\mu(\text{CMV})$$

$$\text{CMV} = 0,693147 / \mu \quad \text{Equação 3-8}$$

Para um feixe de fótons de incidente mono energético, a CMV pode ser facilmente calculado a partir do coeficiente de atenuação linear e vice-versa. Por exemplo, dado

$$1) \mu = 0,25 \text{ cm}^{-1}$$

$$\text{CMV} = 0,693147 / 0,25 \text{ cm}^{-1} = 2,77 \text{ cm}$$

$$2) \text{CMV} = 1,5 \text{ mm} = 0,15 \text{ cm}$$

$$\mu = 0,693147 / 0,15 \text{ cm} = 4,62 \text{ cm}^{-1}$$

A CMV e o  $\mu$  também podem ser calculados se a transmissão percentual for medida pela geometria de feixe estreito. Exemplo, se uma espessura de 0,25 centímetros de material transmite 30% de um feixe de fótons mono energético, a CMV do feixe para o material é:

$$0,30 = e^{-\mu(0,25 \text{ cm})}$$

$$\ln 0,30 = \ln e^{-\mu(0,25 \text{ cm})}$$

$$\ln 0,30 = -\mu(0,25 \text{ cm})$$

$$\mu = \frac{(-\ln 0,30)}{(0,25 \text{ cm})} = 4,8159 \text{ cm}^{-1}$$

$$CMV = 0,693147/\mu = 0,693147/4,8159 = 0,14 \text{ cm}$$

#### Energia Efetiva.

Os Raios X são poli energéticos, a determinação da CMV na radiologia é uma forma de caracterizar a penetrabilidade do feixe de raios X. A CMV, dada milímetros de Alumínio, pode ser convertida em uma quantidade chamada energia efetiva. A energia efetiva de um feixe de raios X poli energético é uma estimativa do poder de penetração do feixe de raios X, expresso como a energia de um feixe mono energético que exibiria a mesma “efetiva” penetrabilidade. A relação entre a CMV e a energia efetiva é dada na Tabela 3.

Tabela 3 - CMV EM FUNÇÃO DA ENERGIA EFETIVA DE UM FEIXE DE RAIOS X.

CMV (mm Al)	ENERGIA EFETIVA (KeV)	CMV (mm Al)	ENERGIA EFETIVA (KeV)	CMV (mm Al)	ENERGIA EFETIVA (KeV)
0.26	14	3.34	35	9.24	60
0.75	20	4.52	40	11.15	70
1.25	24	5.76	45	12.73	80
1.90	28	6.97	50	14.01	90

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Percurso Livre Médio – PLM.

Não se pode prever o alcance de um único fóton na matéria. De fato, o intervalo pode variar de zero a infinito. No entanto, a distância média percorrida antes da interação pode ser calculada a partir do coeficiente de atenuação linear ou do CMV da fonte. Esse comprimento, chamado de Percurso Livre Médio do feixe de fótons, é

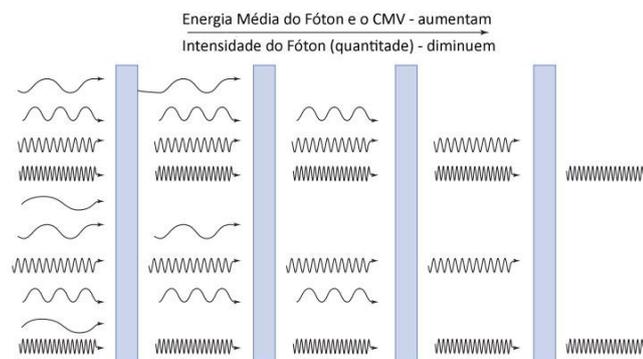
$$\text{PLM} = \frac{1}{\mu} = \frac{1}{0,693147/\text{CMV}} = 1,44 \text{ CMV} \quad \text{Equação 3-9}$$

Endurecimento de Feixe.

Os fótons de energia mais baixa do feixe de raios X poli energético serão preferencialmente removidos do feixe enquanto passam através da matéria. A mudança do espectro de raios X para energias efetivas mais altas à medida que o feixe atravessa a matéria é chamado de endurecimento do feixe, ver Figura 30.

Raios X de baixa energia não penetrarão em toda a espessura do corpo; assim, sua remoção reduz a dose recebida pelo objeto por exemplo sem afetar a qualidade diagnóstica do exame. As máquinas de raios X removem a maior parte desta radiação “suave” com filtros na forma de placas finas de alumínio, cobre ou outros materiais colocados no feixe. Essa filtragem adicional resultará em um feixe de raios X com uma energia efetiva mais alta e um CMV maior.

Figura 30 - O endurecimento do feixe resulta da absorção preferencial de fótons de energia mais baixa à medida que os raios X atravessam a matéria.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

O coeficiente de homogeneidade é a razão do primeiro para o segundo CMV e descreve o caráter poli energético do feixe. O primeiro CMV é a espessura que reduz a intensidade incidente inicial para 50%, o segundo CMV a reduz para 25%. Para a maioria das imagens de diagnóstico por raios X, o coeficiente de homogeneidade do espectro de raios X é entre 0,50 e 0,70. No entanto, para aplicações especiais, como mamografia com fatores otimizados para aumentar a uniformidade espectral do feixe de raios X, o coeficiente de homogeneidade pode ser tão alto quanto 0,97. A energia máxima de raios X de um espectro poli energético pode ser estimada monitorando o coeficiente de homogeneidade de dois feixes fortemente filtrados, por exemplo, 15° (décimo quinto) e 16° (décimo sexto) CMV.

Como o coeficiente se aproxima de 1, o feixe é essencialmente mono energético. Medir  $\mu$  para o material em questão sob condições de filtração pesada e combiná-lo com valores conhecidos de  $\mu$  para feixes mono energéticos fornece uma aproximação da energia máxima.

### 3.5 DETECTOR DE RAIOS X

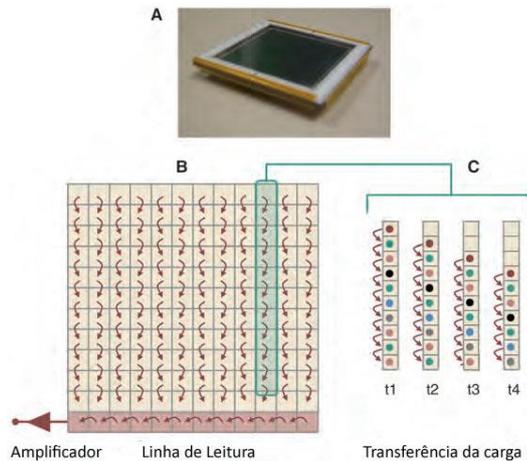
#### 3.5.1 dispositivo de carga acoplada - dcc

Detectores de dispositivo de carga acoplada (DCC) formam imagens a partir da luz visível (Figura 31A). Os detectores de DCC são usados em câmeras de filmagens e em aplicações científicas, como astronomia. O próprio chip DCC é um circuito integrado feito de silício cristalino, assim como a unidade central de processamento de um computador.

Um chip DCC possui uma matriz de detectores eletrônicos gravados em sua superfície. As matrizes lineares são configuradas com uma ou várias linhas em uma ampla seleção com elementos detectores (dexels) como  $96 \times 4096$  dexels em formato retangular por exemplo. Já as matrizes de área têm uma dimensão de 2,5 por 2,5 cm com  $1024 \times 1024$  ou  $2048 \times 2048$  elementos detectores em sua superfície por exemplo.

Chips maiores e matrizes que medem 6 por 6 cm estão disponíveis, mas são muito caras e o tamanho é limitado pelas dimensões das pastilhas do cristalino de silício. Outra limitação é o requisito para um pequeno dexel (por exemplo, 20  $\mu\text{m}$  de dimensão ou menor) para alcançar uma eficiência de transferência de carga de 99,99% e manter baixo o ruído eletrônico.

Figura 31 - (A) Fotografia de um chip DCC de alta resolução. (B) ilustra o procedimento de leitura em um chip DCC. Após a exposição, os eletrodos no chip deslocam os pacotes de carga para cada elemento detector alternando as tensões, e permitindo que os pacotes de carga se movam para baixo um elemento detector por vez. A carga do elemento inferior de cada coluna é derramada na linha de leitura, que é rapidamente lida horizontalmente. Esse processo se repete até que todas as linhas de cada coluna sejam lidas. (C) Esta ilustração mostra a mudança de um dado padrão de exposição para baixo de uma coluna em um chip DCC em quatro ( $t_1 - t_4$ ) ciclos de “clock” sucessivos.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

A superfície de silício de um chip DCC é fotossensível à medida que a luz visível cai sobre cada dixel, os elétrons são liberados e se acumulam no dixel. Mais elétrons são produzidos nos dexels que recebem a luz mais intensa. Os elétrons estão confinados a cada dixel porque há barreiras eletrônicas (voltagem) em cada lado do dixel durante a exposição.

Uma vez que o chip DCC tenha sido exposto, a carga elétrica que reside em cada dixel é lida. O processo de leitura é semelhante a uma brigada de balde (Figura 31B). Ao longo de uma coluna do chip DCC, a carga eletrônica é desviada dixel por dixel pelo controle apropriado dos níveis de tensão nos limites de cada dixel. O pacote de carga de cada dixel na coluna inteira é deslocado simultaneamente, em paralelo. Para um detector DCC bidimensional, as cargas de cada coluna são deslocadas para a linha inferior dos componentes eletrônicos, a linha inteira é lida horizontalmente e, em seguida, os pacotes de carga de todas as colunas são deslocados de um elemento detector (Figura 31C), e assim por diante.

Muitos sistemas de imagem de raios X são multi-estágios, onde o sinal é convertido de estágio para estágio. Por exemplo, em um sistema DCC, os raios X são convertidos em luz visível no cintilador e, em seguida, a luz é convertida em elétrons no chip DCC.

Matrizes sensíveis à luz de semicondutores complementares de óxido de metálico (SCOM) são uma alternativa às matrizes de DCC. Com base em uma matriz de silício cristalino, essas matrizes são essencialmente “chips” de memória de acesso aleatório com detectores fotossensíveis integrados, capacitores de armazenamento e ativos leitores eletrônicos, operando em baixa tensão (3 a 5 volts). Inerente ao desenho do SCOM está a capacidade de endereçar aleatoriamente qualquer elemento detector no chip em um modo de leitura ou leitura e apagamento, permitindo oportunidades únicas para recursos integrados de controle automático de exposição (CAE) que não são facilmente executados com um detector DCC.

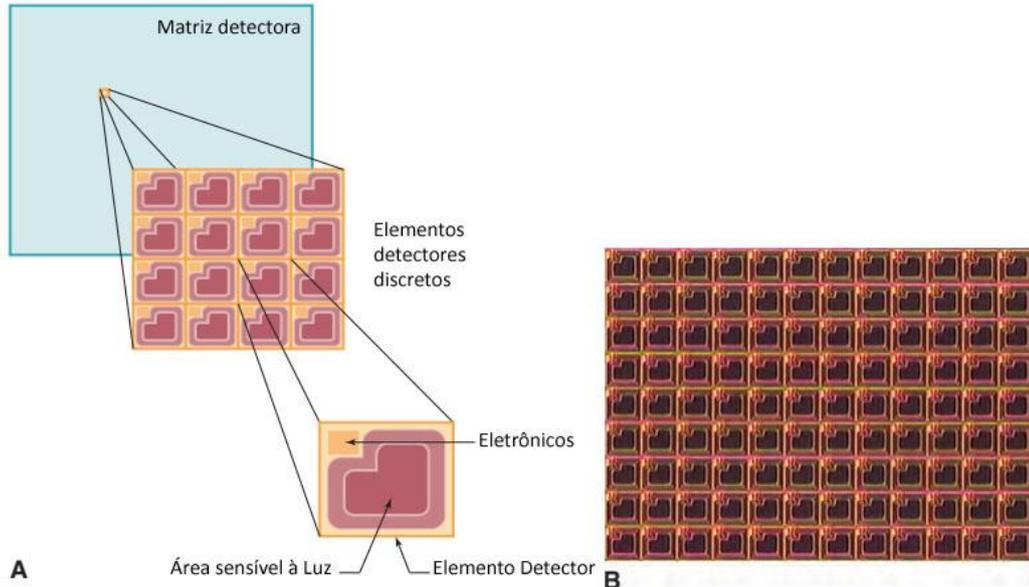
Um grande problema com o SCOM tem sido o ruído eletrônico tanto da fonte de aquisição (armazenamento) e como dos dispositivos de leitura/reinicialização. Métodos de amostragem correlacionados podem reduzir o ruído de reset eletrônico comum a várias medições. A construção de um detector de área grande é um obstáculo, devido ao tamanho máximo de dixel atualmente alcançável (na ordem de 50  $\mu\text{m}$ ).

### 3.5.2 matriz de detectores em painel plano - mdpp

A MDPP feita com Transistor de Película Fina (TPF) (Figura 32) faz uso de tecnologia semelhante à usada nos monitores de tela plana, e muito disso tem a ver com os requisitos de fiação de um grande número de elementos de exibição individuais. Em vez de produzir conexões elétricas individuais para cada um dos elementos em um monitor de tela plana, é utilizada uma série de linhas elétricas horizontais e verticais que, quando combinadas com a lógica de leitura apropriada, podem endereçar cada elemento de exibição individual. Este sinal modula a transmitância de luz de um elemento de exibição de cristal líquido retro iluminado no visor de tela plana.

Com essa abordagem, apenas 2000 conexões entre a tela e a eletrônica são necessárias para uma exibição de 1000 por 1000, em vez de 1.000.000 de conexões individuais. Para um monitor de tela plana, a fiação é usada para enviar sinais da placa de vídeo do computador para cada elemento de exibição, enquanto que em um detector de raios X a fiação é usada para medir o sinal gerado em cada elemento do detector.

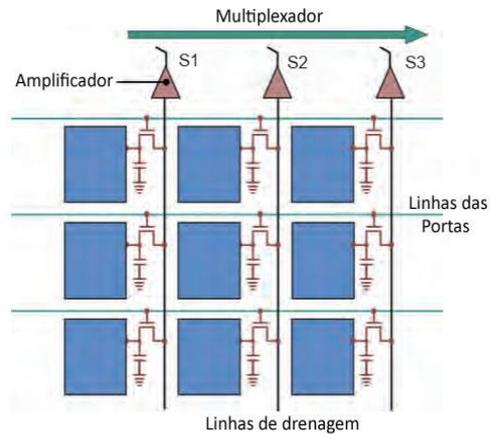
Figura 32 - (A) Os sistemas de detectores são sistemas de detecção de imagens em pixels. A matriz de detectores é composta por um grande número de elementos detectores individuais (dexels). Cada dixel tem uma região sensível à luz e uma área insensível à luz, onde os componentes eletrônicos estão localizados. (B) Uma foto micrografia de um sistema TPF real é mostrada. O componente eletrônico pode ser visto no canto superior esquerdo de cada dixel.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Matrizes em painel plano TPF são feitas de silício amorfo, onde técnicas de gravação litográfica são usadas para depositar componentes eletrônicos e conexões necessárias para a operação do detector de raios X. Componentes eletrônicos dentro de cada dixel incluem um TPF, um eletrodo de coleta de carga e um capacitor de armazenamento. O TPF é um interruptor eletrônico que é composto por três conexões: porta, fonte e dreno. Portas e linhas de drenagem conectam a fonte e o dreno dos TPFs ao longo das linhas e colunas, respectivamente. A porta é o interruptor "Liga - Desliga" do transistor, e é conectado à linha do condutor da porta ao longo de cada linha da matriz. A fonte é conectada ao capacitor de armazenamento e o dreno é conectado à linha do condutor de drenagem que corre ao longo de cada coluna da matriz. O eletrodo de coleta de carga captura a carga produzida pela energia de raios X incidente depositada sobre a área do dixel (por conversão indireta ou direta, como veremos abaixo), e o capacitor de armazenamento a armazena. Durante a exposição aos raios X, o interruptor TPF é fechado, permitindo que a carga em cada dixel seja acumulada e armazenada. Depois que a exposição é concluída, a ativação sequencial da matriz TPF ocorre uma linha por vez, ligando sequencialmente a linha de entrada para cada dixel na linha, a Figura 33 ilustra o processo.

Figura 33 - Diagrama dos circuitos de um sistema de detecção de painel plano TPF.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

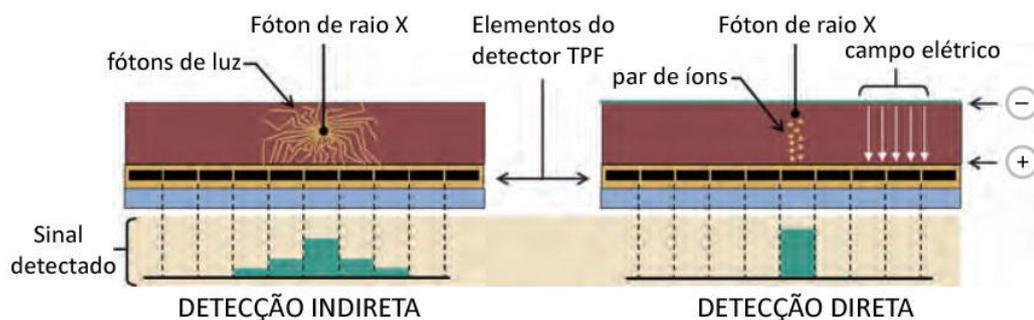
Isso permite que a carga acumulada em cada capacitor de dixel flua através do transistor para a linha de drenagem e, subsequentemente, para o amplificador de carga conectado. Os amplificadores de carga estão posicionados fora da área ativa do painel. Eles amplificam a carga, convertem-na em uma tensão proporcional e digitalizam o nível de tensão, resultando em um valor de escala de cinza para cada dixel na linha. Essa sequência é repetida, linha por linha, para ler totalmente a matriz. A velocidade da leitura do detector é governada pelas características eletrônicas intrínsecas do material do conversor de raios X e pela eletrônica do arranjo TPF.

Como a porção da eletrônica requer uma certa área no dixel, toda a área da superfície não é fotossensível. Isso reduz a eficiência geométrica da coleta de luz de cada dixel para menos de 100%. O fator de preenchimento refere-se à porcentagem da área de cada dixel que é fotossensível. O fator de preenchimento é tipicamente cerca de 80% para as dimensões do dixel de 200  $\mu\text{m}$  por 200  $\mu\text{m}$ , e muito menos (40% a 50%) para dimensões menores do dixel. Atualmente, o menor tamanho de dixel no detector indireto é de cerca de 100  $\mu\text{m}$ . Os avanços tecnológicos estão agora superando as penalidades do fator de preenchimento, empilhando os componentes elétricos de cada dixel em camadas litográficas sob a camada fotossensível.

### 3.5.2.1 matrizes tpf de detecção indireta

Matriz TPF indireta de conversão de raios X, usa um cintilador para converter raios X em luz com acoplamento óptico do cintilador à matriz ativa. O cintilador é colocado em camadas na superfície frontal da matriz de tela plana. Assim, a luz que emana das costas da camada do cintilador atinge o painel plano e, como as interações de raios X são mais prováveis de ocorrer em direção à frente da camada de cintilador, a luz que é liberada na camada de cintilação tem que se propagar distâncias relativamente grandes, que pode resultar num “borrar” apreciável e numa perda de resolução espacial (Figura 34A). Para melhorar esta situação, os sistemas detectores dos painéis planos usados para a radiografia fazem uso do cintilador de Iodeto de Césio (CsI), em vez do Oxissulfeto de Gadolínio (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S) geralmente usado como cintilador, mas que sofre dano com os raios X. O CsI é produzido em cristais colunares, e as colunas atuam como tubos de luz para reduzir a propagação lateral da luz. A redução da propagação lateral da luz ajuda a preservar a resolução espacial.

Figura 34 - Diagrama para os detectores indiretos e diretos. Os fótons no sistema indireto (a esquerda) se propagam lateralmente, comprometendo a resolução. O sinal detectado pelo detector indireto mostra essa propagação lateral no sinal de uma interação de fótons de raios X. Para o sistema de detecção direta (a direita), os pares de íons liberados pela interação com raios X seguem as linhas do campo elétrico (os elétrons viajam para baixo e os buracos para cima) e apresentam uma distribuição lateral insignificante. Aqui, o sinal eletrônico detectado de uma interação de fótons de raios X é coletado quase inteiramente em um elemento detector e uma melhor resolução espacial é alcançada.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

### 3.5.2.2 matrizes tpf de detecção direta

As matrizes TPF de conversão direta dos raios X usam um material semicondutor que produz pares de elétrons-buracos em proporção à intensidade dos raios X incidente. A energia de raios X absorvida é diretamente convertida em carga no detector, não há etapa intermediária envolvendo a produção de fótons de luz visível. O selênio amorfo (a-Se) é o semicondutor mais utilizado e é colocado entre dois eletrodos de área superficial conectados à tensão de polarização

e uma camada dielétrica. A camada dielétrica impede a sobrecarga do dixel, o que poderia danificar a matriz TPF. Os pares de íons são coletados sob tensão aplicada no conversor de estado sólido (10 a 50 V/ $\mu\text{m}$  de espessura). Este campo elétrico no conversor elimina quase completamente a dispersão lateral das cargas durante o trânsito através do semicondutor, resultando em alta resolução espacial (Figura 34B).

Embora o selênio tenha um número atômico relativamente baixo e, conseqüentemente, uma baixa eficiência de absorção, a camada do selênio pode tornar-se espessa (0,5 a 1,0 mm) para melhorar a eficiência de detecção e ainda manter uma excelente resolução espacial. As penalidades impostas pelo fator de preenchimento não são tão significativas em sistemas TPF de conversão direta quando comparadas com TPF de conversão indireta. Isso ocorre porque as linhas de campo de potencial elétrico são projetadas para redirecionar os transportadores de carga para o eletrodo de coleta, evitando as regiões insensíveis do dixel. Além do selênio, outros materiais como iodeto de mercúrio ( $\text{HgI}_2$ ), iodeto de chumbo ( $\text{PbI}_2$ ) e telureto de cádmio ( $\text{CdTe}$ ) estão sendo estudados para uso em sistemas de detecção direta.

## 4 RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS DA TC

Nesta seção, apresentaremos, de forma breve, os processamentos realizados sobre os níveis de sinais que foram medidos pelos detectores e armazenados em memória, para reconstrução das imagens de tomografia computadorizada.

### 4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO

Há vários procedimentos de pré-processamento que são aplicados aos dados da projeção adquiridos antes da reconstrução da imagem da TC. Os detalhes dessas etapas são de propriedade de cada fornecedor; no entanto, algumas observações gerais podem ser feitas. Durante a calibração de rotina do tomógrafo, a influência do filtro gravata-borboleta<sup>7</sup> é definida pela realização de varreduras ao ar. As varreduras ao ar também definem as diferenças na resposta individual do detector, o que pode ser devido a diferenças no fotodiodo ou no ganho do amplificador. Os dados de projeção medidos para uma determinada TC a ser reconstruída são normalizados pelas varreduras da calibração, e este procedimento corrige as heterogeneidades previamente identificadas no detector. Em alguns equipamentos, uma pequena fração dos elementos do detector pode estar “morta”, e estes são rotineiramente identificados usando software para essa finalidade. Um algoritmo de correção de pixel morto é aplicado, que substitui os dados de pixels mortos por dados interpolados dos pixels adjacentes. Os algoritmos de correção de dispersão geralmente precisam ser aplicados antes que o logaritmo dos dados seja aplicado. Métodos adaptativos de filtragem de ruído podem ser aplicados; por exemplo, o equipamento pode usar algoritmos, que identificam regiões nos dados de projeção que correspondem a áreas de baixo sinal, e essas áreas têm ruído alto e, após a retroprojeção, corresponderão a locais de alto ruído nas imagens de TC. Para reduzir o impacto do ruído, alguns algoritmos identificam essas áreas de sinal baixo e, em seguida, aplicam suavização ou outras etapas de processamento de dados para reduzir o ruído nessas áreas. Após o pré-processamento, os dados de projeção sofrem transformação e normalização logarítmica, a fim de corrigir as características de atenuação exponencial da interação dos raios X.

---

<sup>7</sup> O termo gravata-borboleta se deve ao seu formato físico lembrar o adorno de vestimenta.

Cada medida de projeção  $I_j$  através do objeto corresponde a uma medição discreta no detector  $J$ , onde

$$I_j = g_j I_0 e^{-(\mu_1 t + \mu_2 t + \mu_3 t + \dots + \mu_n t)} \quad \text{Equação 4-1}$$

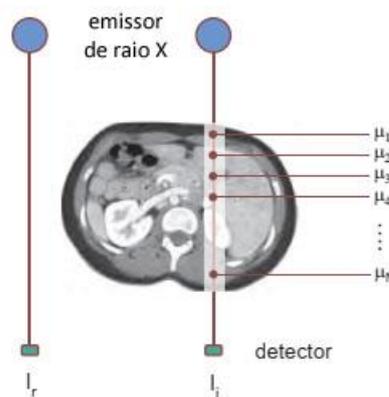
O sinal em um detector de referência  $I_r$  localizado fora do CDV do objeto também é medido durante a tomografia computadorizada:

$$I_r = g_r I_0 \quad \text{Equação 4-2}$$

Sabe-se que durante a calibração nas varreduras ao ar a razão dos ganhos entre um detector  $j$  e o detector de referência  $r$  é dada por  $\beta = g_r/g_j$ . Esta relação não só pode compensar as diferenças no ganho entre os detectores, mas também corrigir as diferenças na espessura do filtro gravata-borboleta, a distância da fonte de raios X (isto é, a lei do inverso do quadrado), etc. Pela Equação 4-3, vemos que as medidas de projeção,  $P_j$ , após o pré-processamento e conversão logarítmica, correspondem a somas lineares dos coeficientes de atenuação linear através do objeto e ao longo do trajeto dos raios X, a situação é ilustrada na Figura 35.

$$P_j = \ln \left\{ \frac{I_r}{\beta I_j} \right\} = t(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n) \quad \text{Equação 4-3}$$

Figura 35 - O detector de referência é posicionado para detectar a saída do tomógrafo sem presença do paciente na medição, resultando em  $I_r$ . Um grande número de medições de raios  $I_j$  são feitas para os elementos detectores  $j = 1, N$ . As medições dos raios X amostram vários valores de atenuação linear individual ( $\mu$ ) ao longo do caminho do feixe. Enquanto a atenuação de raios X é um processo exponencial, o processamento logarítmico, conforme descrito no texto, converte os dados medidos em projeções lineares de  $\mu$ .

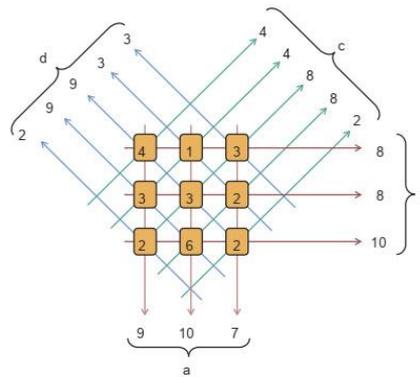


Fonte: (BUSHBERG, 2012).

## 4.2 RETROPROJEÇÃO SIMPLES

Para a discussão de como a imagem da TC é calculada a partir dos conjuntos de dados da projeção, examinaremos um exemplo simplificado, mas realista do problema, ver Figura 36.

Figura 36 - A grade  $3 \times 3$  no centro dessa figura representa os valores atuais de atenuação (dimensionados para valores inteiros), e os dados da projeção (a, b, c, d) mostram como os valores de atenuação são somados neste exemplo muito simplificado. As projeções de a até d são os dados adquiridos em uma varredura da TC, e o desafio de reconstrução é determinar os valores nos nove elementos na grade de  $3 \times 3$ .

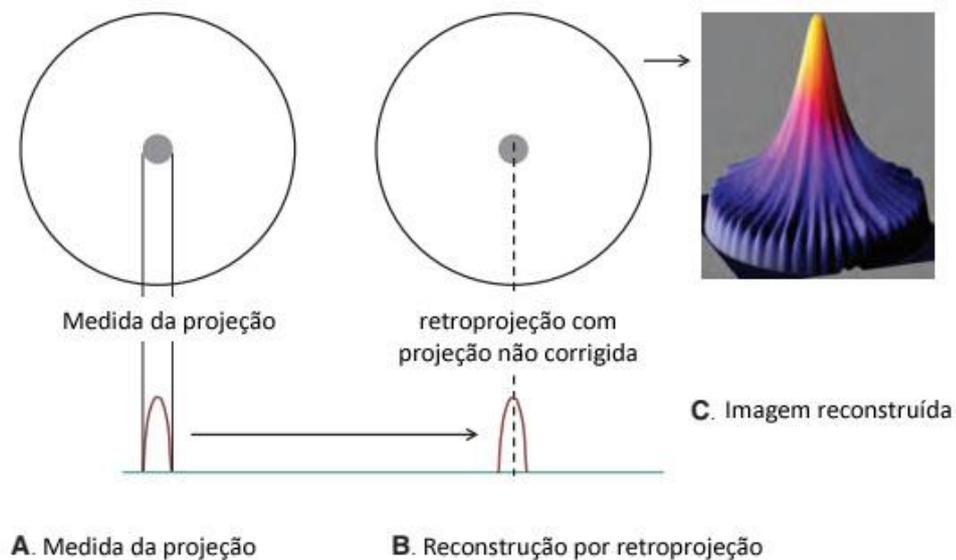


Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Como discutido acima, o logaritmo converte a natureza exponencial da absorção de raios X em um problema linear e assim lidaremos com este exemplo como um problema linear. A grade de números  $3 \times 3$  nas caixas centrais na Figura 36 são os dados de interesse – esses números representam o objeto e a imagem do objeto. Quatro projeções através deste “paciente” são mostradas, a – d. Pode ser visto que o valor projetado através de cada linha que passa pelo paciente é a soma linear dos valores de voxel que cada um dos raios X intercepta. A equação 4-3 mostra que a projeção é proporcional a soma dos coeficientes de absorção. Criar as projeções a partir dos dados centrais é chamado de projeção para frente, e é isso que o hardware do scanner de TC faz fisicamente. A projeção matemática é usada em técnicas de reconstrução iterativa e muitos outros processos de reconstrução também. O problema apresentado pela Figura 36 é, se você apagar os nove valores das caixas  $3 \times 3$ , consegue descobrir o que são eles a partir dos dados de projeção? Isso parece muito com um problema de Sudoku neste ponto, e dada a simplicidade do problema do  $3 \times 3$ , ele pode ser resolvido por tentativa e erro. No entanto, em um tomógrafo, a matriz é tipicamente  $512 \times 512$ , e a tarefa de reconstruir os valores na imagem a partir dos valores de projeção é mais desafiador.

Vimos que, para produzir os valores de projeção, conhecendo o conteúdo da imagem, é usado o processo direto de projeção para frente. O problema inverso, computando a matriz da imagem a partir dos valores de projeção, pode ser resolvido (quase) pela retroprojeção. Com retroprojeção, os valores medidos da projeção são simplesmente borrados de volta na matriz da imagem para calcular para trás a imagem projetada. A Figura 37 mostra um exemplo de projeção para a frente de um objeto circular simples no centro do campo e, portanto, as projeções em cada ângulo têm a mesma forma. A projeção de um círculo é uma parábola, e isso é visto na Figura 37A. Se essa mesma forma de projeção (não corrigida) fosse usada para retratar a imagem da TC de todos os ângulos da projeção (Figura 37B), a imagem resultante teria um borrão característico como mostrado na plotagem isométrica da Figura 37C. A mensagem para levar para casa é esta: Usando retroprojeção simples como descrito acima, a imagem reconstruída tem um borrão característico de  $1/r$  que resulta da geometria da retroprojeção. Para corrigir isso, uma operação de filtragem matemática é necessária e isso leva à discussão da retroprojeção filtrada na próxima seção.

Figura 37 - Em conjuntos reais de dados, o desafio é reconstruir um total de 206,000 células ( $\pi \times 2562$ ). Nessa figura, um simples círculo no centro da imagem é “fotografado”, produzindo a medida da projeção em (A) Se esses mesmos dados forem usados na retroprojeção (B), a imagem terá uma característica de desfocagem  $1/r$  como ilustrado em (C).

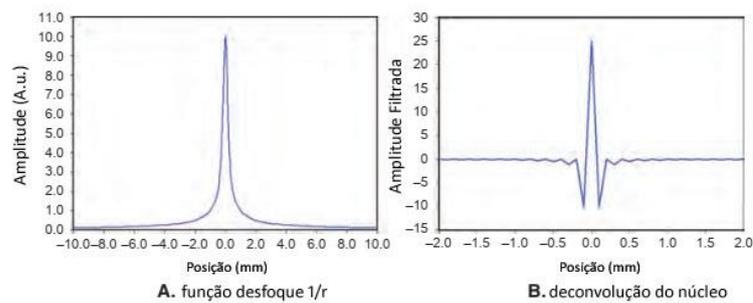


Fonte: (BUSHBERG, 2012).

### 4.3 RETROPROJEÇÃO FILTRADA

No caso de retroprojeção simples, o processo de somar projeções a partir de um grande número de ângulos em torno de 360 graus resulta na função de desfocagem  $1/r$ , como visto na imagem em 3D da Figura 37C. A função matemática  $1/r$  é ilustrada na Figura 38A.

Figura 38 - (A) A função de desfocagem  $1/r$  é ilustrada. O desfoque causado pela geometria da retroprojeção pode ser corrigido pela deconvolução dos dados medidos da projeção antes da retroprojeção, resultando no processo de retroprojeção filtrada. (B) A implementação discreta do núcleo de deconvolução é ilustrada.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

É possível corrigir o impacto da função  $1/r$  usando procedimentos de processamento de imagem. A operação matemática da convolução descreve tal procedimento e para “desfazer” um efeito causado pela convolução, a deconvolução<sup>8</sup> é usada. A deconvolução é matematicamente idêntica à convolução, exceto que o núcleo da deconvolução é (por definição) projetado para desfazer um efeito específico. O processo de convolução é definido matematicamente como

$$p'(x) = \int_{x'=-\infty}^{\infty} p(x) h(x - x') dx' = p(x) \otimes h(x) \quad \text{Equação 4-4}$$

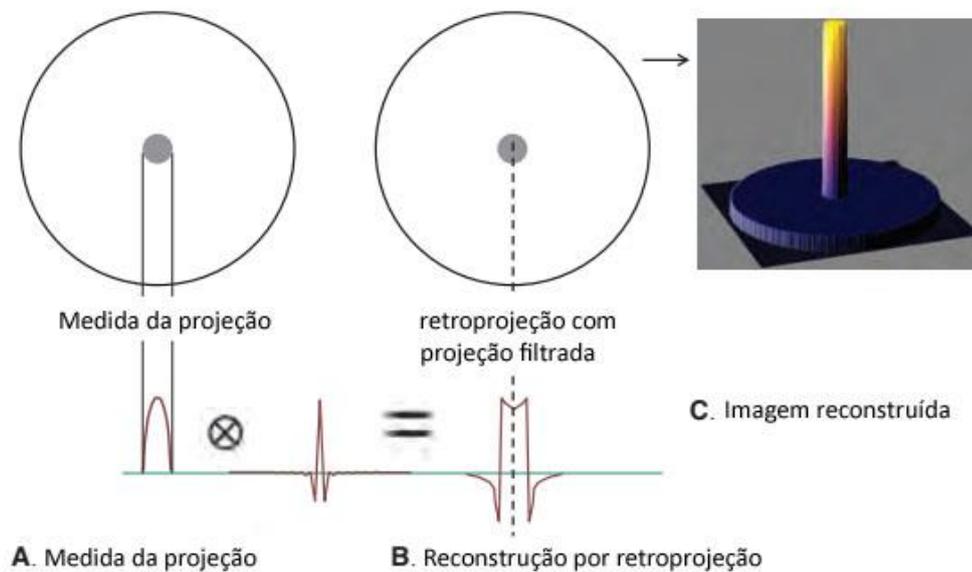
onde  $p(x)$  é cada medida da projeção,  $h(x)$  é o núcleo de deconvolução, e  $p'(x)$  é o valor de projeção corrigido, que é usado na retroprojeção filtrada. O lado direito Equação 4-4 mostra a notação de taquigrafia para convolução, onde  $\otimes$  é o símbolo matemático para a convolução.

<sup>8</sup> A convolução é um procedimento de cálculo integral que descreve com precisão matemática o que o processo de desfoque faz fisicamente e a deconvolução é um algoritmo para inverter os efeitos da convolução.

Na Figura 38B é mostrado o núcleo de deconvolução projetado para desfazer o efeito de desfoque  $1/r$  na Figura 38A. A natureza oscilatória do núcleo de deconvolução na Figura 38B é resultado da natureza discreta da operação aplicada em um computador.

Quando um núcleo de convolução tem valores negativos como o mostrado na Figura 38B, em geral “realça” uma imagem. O núcleo na Figura 38B é uma função de 1D (1ª derivada) e é usado para deconvolver os valores de projeção da 1D medidos antes da retroprojeção, conforme ilustrado na Figura 39.

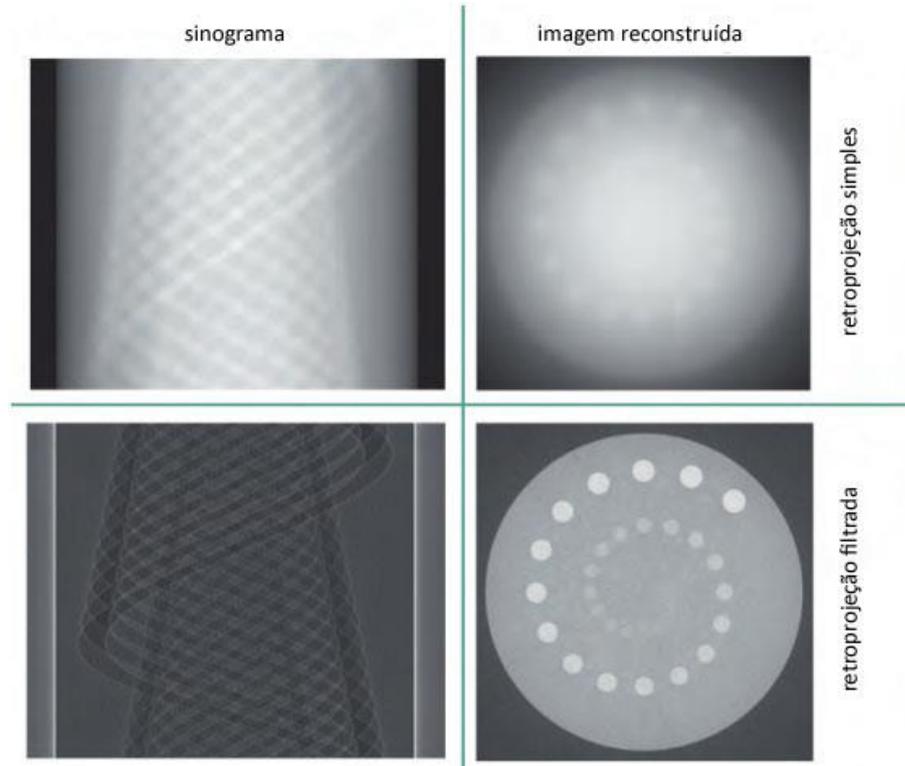
Figura 39 - (A) O mesmo objeto e dados da projeção da Figura 37A; no entanto, aqui os dados medidos da projeção são deconvolvidos com o núcleo ilustrado na Figura 38B. (B) Os dados resultantes da projeção filtrada são usados para retroprojeção. (C) Imagem que reflete as propriedades do objeto original.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

Quando todas as medidas das projeções do objeto são deconvolvidas com o núcleo apropriado, a retroprojeção subsequente resulta em uma representação fiel do objeto, um exemplo real disso é mostrado para um objeto de teste na Figura 40.

Figura 40 - Ilustração das propriedades da retroprojeção simples (linha superior) e a retroprojeção filtrada (linha inferior). A cima temos o sinograma dos dados brutos mostrando raios horizontalmente e ângulos verticalmente; o sinograma a baixo foi filtrado. A retroprojeção dos dados do sinograma filtrado resulta em uma imagem que corresponde melhor às características do objeto que foi digitalizado, enquanto a imagem reconstruída superior mostra um desfoque alto.



Fonte: (BUSHBERG, 2012).

A convolução, conforme descrito na Equação 4-4, pode ser executada mais rapidamente usando as propriedades da transformada de Fourier. Assim, a Equação 4-4 pode ser reformulada para

$$p'(x) = FT^{-1} \{FT [p(x)] \times FT [h(x)]\} \quad \text{Equação 4-5}$$

Onde  $FT [ ]$  se refere à operação de transformação de Fourier para a frente e  $FT^{-1} [ ]$  é a inversa da transformada de Fourier. A Equação 4-5 é matematicamente equivalente à Equação 4-4; no entanto, a abordagem da transformada de Fourier pode ser executada mais rapidamente em um computador. Portanto, a abordagem de Fourier é usada em scanners comerciais com mais frequência do que a abordagem de convolução.

#### 4.4 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NESTA PESQUISA

O equipamento principal utilizado na pesquisa foi o Micro Tomógrafo Computadorizado – ( $\mu$ TC), o prefixo micro indica que os tamanhos de pixel das seções transversais estão na escala do micrômetro. Existem várias formas de se referir a técnica sendo o termo “X-Ray Microtomography” o mais usado e indicado pela “U.S. National Library of Medicine”. Uma parte da nossa pesquisa foi conduzida no  $\mu$ TC de raios X da marca Nikon, modelo XT H 225 ST. A sua escolha teve como fator decisivo a sua faixa resolução ( $3\mu\text{m}$  a  $7\text{W}$  -  $255\mu\text{m}$  a  $225\text{W}$ ), sendo este um equipamento de uso tanto industrial como laboratorial. A Figura 41 mostra uma visão externa do equipamento.

Figura 41 - Fotografia da vista externa do  $\mu$ TC instalado no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco.



Fonte: Autor.

Na Figura 42 podemos ver detalhes do seu interior e seus principais elementos: emissor dos raios X, suporte rotativo para a amostra e o sensor do tipo painel plano.

Figura 42 - Fotografia da vista do interior do Tomógrafo Computadorizado. (A) Emissor dos raios X e suporte rotativo para fixação da amostra, (B) Sensor do tipo painel plano.



Fonte: Autor.

A sua aplicação está normalmente ligada a área académica, tanto laboratorial como em campo (portátil). Um dos modelos para uso em bancada pode ser visto na Figura 43 que faz uso de uma série de acessórios interessantes (aquecedores, resfriadores, análise temporal ou 4D) objetivando seu uso principalmente na ciência de materiais.

Figura 43 - Micro TC de bancada, instalado na Universidade de Aveiro - Portugal



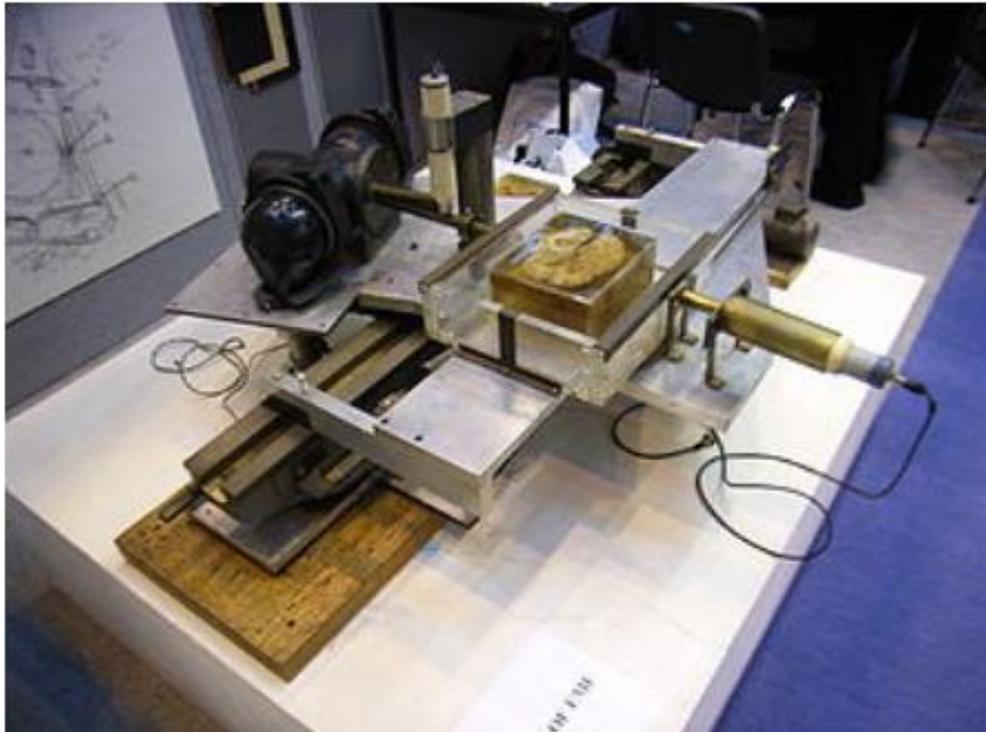
Fonte: Autor.

#### 4.5 ESTADO DA ARTE

Os equipamentos de raios X antes produtores de imagens em duas dimensões evoluíram para a tomografia computadorizada por raios X que geram imagens em três dimensões, possibilitando a visão espacial ou volumétrica.

Desde os seus primórdios conforme podemos ver na Figura 44 até a presente data as inovações e aprimoramentos foram enormes.

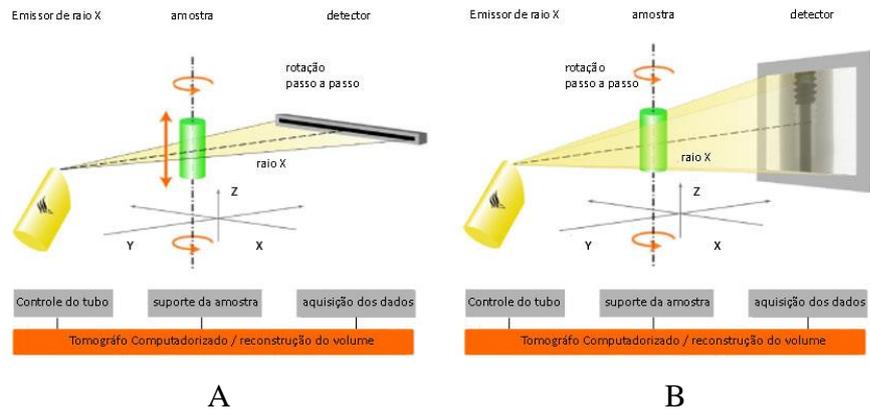
Figura 44 - Protótipo do Tomógrafo Computadorizado desenvolvido por Godfrey Hounsfield em 1972.



Fonte: CANTATORE, 2011.

Dois são os principais tipos de arranjos [Emissor – Objeto – Sensor] usados na obtenção das imagens e são exemplificados na Figura 45. Em (A) o sensor é linear e obriga um deslocamento do eixo Z do objeto para uma nova leitura a cada rotação, em (B) o sensor é do tipo painel plano acarretando um tempo menor de obtenção dos dados. Fica evidente que a imagem obtida no sensor tipo painel plano acarreta imagens com distorções nas extremidades do eixo Z do objeto em face do cone produzido pelo emissor.

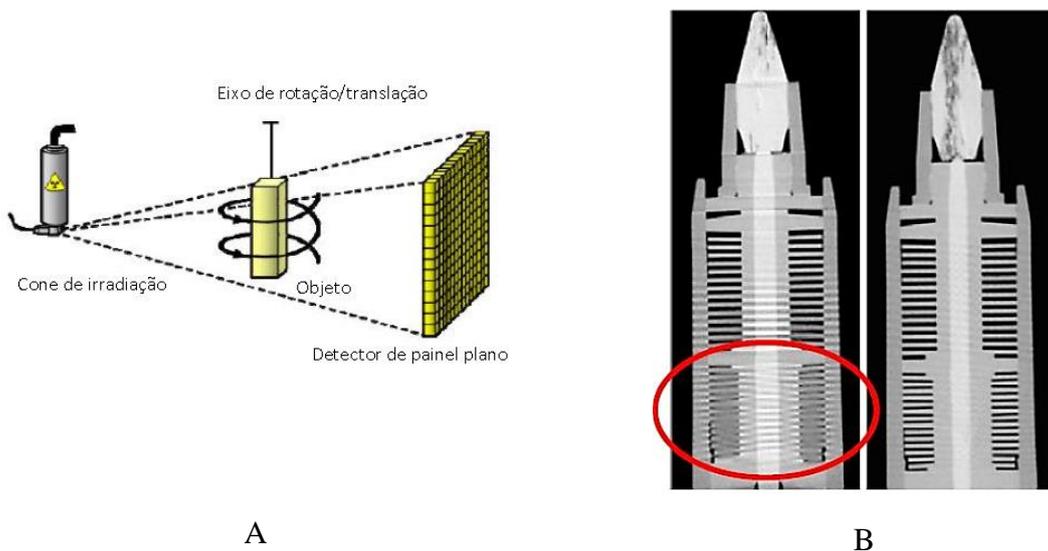
Figura 45 - Tipos de conjuntos Emissor-Objeto-Sensor: (A) Sensor tipo linear ou 2D, (B) Sensor tipo painel plano ou 3D.



Fonte: (CANTATORE, 2011).

A fim de corrigir as distorções nas imagens obtidas na tomografia computadorizadas pelo sensor tipo painel plano novos equipamentos têm surgidos e na Figura 46 podemos ver o do tipo helicoidal que faz uso da rotação e translação no eixo Z do objeto.

Figura 46 - (A) Ilustração do esquema helicoidal, (B) Imagens comparativas entre o tipo painel plano tradicional (esquerda) destacando a distorção e tipo helicoidal (direita).



Fonte: (CANTATORE, 2011).

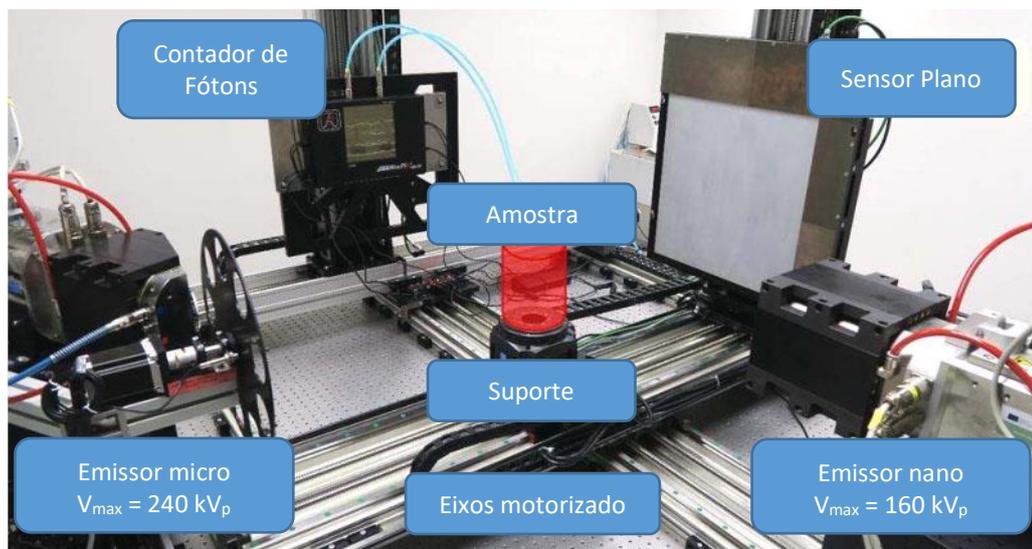
Importante frisar que os equipamentos para a micro tomografia computadorizada continuam em constante evolução e as técnicas para solução dos problemas objetos do nosso trabalho também seguem acompanhando essa evolução.

Em um trabalho recente, fevereiro de 2018, pesquisadores do Instituto de Mecânica Teórica e Aplicada da Academia de Ciências da República Checa apresentaram o uso de um micro tomógrafo computadorizado com duplo emissor de energia e com aplicação no objeto do nosso trabalho (VOPÁLENSKÝ, 2018).

Duplo emissores é uma técnica utilizada na medicina sendo um sistema já incorporado na tomografia médica comercial em face da precisão na identificação de órgãos humanos como visto anteriormente. Certamente quando essa técnica também se tornar incorporada e comercialmente disponível na micro tomografia computadorizada a pesquisa em nível laboratorial em geral terá um ganho significativo.

O protótipo do  $\mu$ TC elaborado pelo Professor Vopálenský e equipe foi apresentado na “8th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria (iCT 2018)”. A Figura 47 apresenta em destaque as principais partes, sendo possível ver os duplos emissores de raios X posicionados com ângulos de  $90^\circ$  entre si.

Figura 47 - Vista em detalhe do tomógrafo computadorizado com duplo emissores de energia - TCDE.



Fonte: (VOPÁLENSKÝ, 2018).

Entendemos ser esse protótipo o estado da arte na  $\mu$ TC e que coincidentemente fez sua demonstração se utilizando de um fantoma de pergaminho histórico em formato de rolo o qual é nosso objeto de pesquisa.

## 5 METODOLOGIA

Nesta seção apresentamos a metodologia utilizada no desenvolvimento deste trabalho. É possível dividir a condução da pesquisa em duas etapas.

Na primeira etapa, foram desenvolvidos os algoritmos necessários à planificação de imagens de um documento no formato físico espiralado (rolo).

Na segunda etapa, a fim de comprovar nossos algoritmos em uma situação mais próxima da realidade foram utilizados os dados gerados no protótipo de um  $\mu$ TC elaborado pelo grupo do Professor Vopálenský e equipe anteriormente apresentado.

### 5.1 ETAPA 01

Esta etapa ainda pode ser subdividida em dois processos distintos, mas complementares, intitulados:

- 1) Simulação digital:
  - a) Desenvolvimento de fantomas numéricos;
  - b) Desenvolvimento do algoritmo de planificação virtual de documentos.
  
- 2) Simulação analógica:
  - a) Desenvolvimento de fantomas físicos;
  - b) Desenvolvimento dos experimentos com os fantomas físicos.

#### 5.1.1 simulação digital

No contexto desta pesquisa, os experimentos de imagens por raios X realizados em documentos, são conduzidos com os documentos (rolos) posicionados na vertical e as imagens são transversais aos documentos. Desta forma, usualmente, as imagens apresentam estruturas espiraladas que são cortes dos documentos no plano horizontal. Assim, com o objetivo de prever dificuldades no processo de planificação dos documentos, decidimos produzir fantomas numéricos que simulam as imagens obtidas por raios X

A simulação digital implementada no software MATLAB-Student produziu os fantasmas numéricos como imagens de seções transversais de um suposto documento na forma de rolo (espiral). O traçado do suposto documento nas imagens segue as equações matemáticas propostas a seguir para as posições  $x$  e  $y$ , no documento:

$$x(s) = x_0 + a_0(1 - p_x s)\cos(2\pi s + \phi_x) \quad \text{Equação 5-1}$$

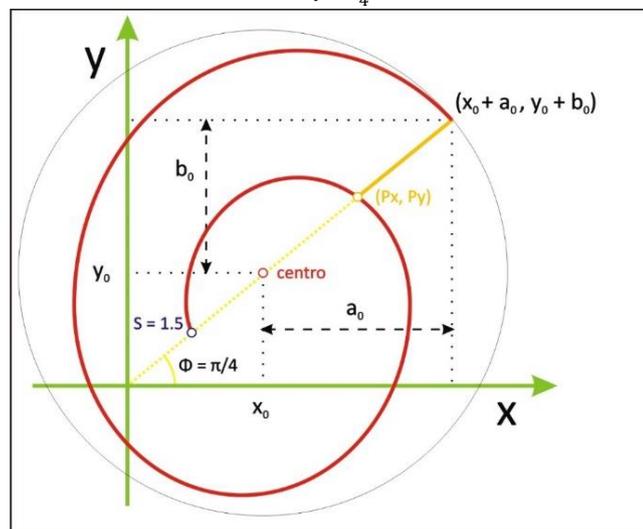
$$y(s) = y_0 + b_0(1 - p_y s)\sin(2\pi s + \phi_y) \quad \text{Equação 5-2}$$

O parâmetro  $s$  é o número de voltas do documento, variando no intervalo  $[0; s_f]$ . Da forma como foram definidas as equações, o traçado do suposto documento é percorrido da camada externa, iniciando-se em  $s = 0$ , até a camada mais interna, terminando em  $s_f$ . Assim,  $s_f = 3,5$  significa que o rolo tem três voltas e meia. Além disso, o menor período das funções trigonométricas usadas é  $s = 1$ . Os demais parâmetros são:

- i) O centro geométrico da espiral  $(x_0, y_0)$ ;
- ii) As amplitudes iniciais da espiral  $(a_0, b_0)$  com  $a_0 > 0$  e  $b_0 > 0$ ;
- iii) As taxas de diminuição das coordenadas  $(x, y)$ ,  $(p_x, p_y)$ ;
- iv) Fases iniciais nas coordenadas  $(x_0 + a_0, y_0 + b_0)$ ,  $(\phi_x, \phi_y)$ .

A Figura 48 exemplifica uma espiral e seus parâmetros.

Figura 48 - Ilustração da espiral com  $\phi_x = \phi_y = \frac{\pi}{4}$ ;  $s = 1.5$ ;  $x_0 > 0, y_0 > 0$ ;  $a_0 > 0, b_0 > 0$ .

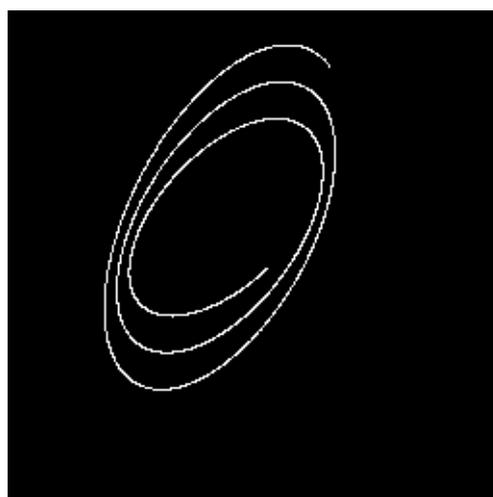


Fonte: Autor.

A partir destas equações é possível gerar imagens que simulam as seções transversais de documentos. As imagens geradas são matrizes com dimensões  $256 \times 256$  pixels, onde cada pixel pode assumir 256 tons de cinza. As equações 5-1 e 5-2 descrevem a posição do documento nas imagens, mas não há uma correspondência biunívoca entre o valor de  $s$  e a posição do píxel na imagem. O fantoma numérico simula assim, a presença do papel e adicionalmente a tinta. Além disso, é possível acrescentar os efeitos de ruídos provenientes da técnica de imageamento por raios X e de outras fontes. A Figura 49 exemplifica um fantoma numérico com os parâmetros especificados a seguir.

Figura 49 - Exemplo de fantoma numérico específico.

$$\begin{aligned} s_0 &= 0, s_f = 2,75; \\ x_0 &= 112, y_0 = 144; \\ a_0 &= 64, b_0 = 96; \\ p_x &= 0,1, p_y = 0,2; \\ \phi_x &= \pi/6, \phi_y = \pi/3. \end{aligned}$$



Fonte: Autor.

Em seguida, usando os vários fantasmas numéricos gerados e dados reais, um algoritmo para planificação virtual de documentos (APVD) foi desenvolvido e implementado em MATLAB-Student. Ao final, o processamento do APVD fornece uma imagem onde o documento pode ser visualizado, numa escala artificial de cores, como se tivesse sido aberto e colocado sobre uma superfície plana. Eventualmente, os documentos perdem pigmentos pelo desprendimento do suporte ou apresentam uma escrita borrada por ter havido difusão da tinta no papel em torno da escrita. Nestes casos, cada símbolo (letra, número, etc.) pode surgir incompleto e pode ser necessária a implementação de um algoritmo de reconhecimento de padrões para que cada símbolo seja identificado corretamente. Fazendo uso de processadores de imagens como: GIMP, ImageJ dentre outros podemos tratar o resultado do APDV para uma melhor visualização da informação.

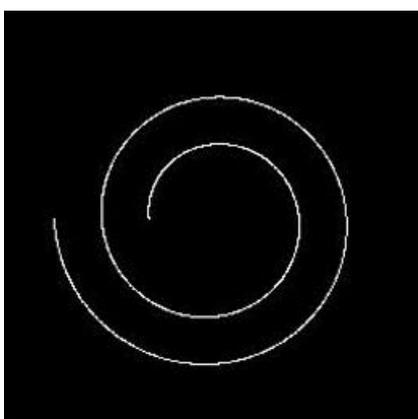
### 5.1.2 simulação analógica

Antes de fazermos experimentos com documentos reais, é preciso lembrar que os vários documentos existentes têm diferentes origens e, portanto, diferentes suportes e tintas são utilizados em suas confecções. Assim, são necessários uma série de testes com diferentes materiais para determinar os melhores ajustes para aquisição de imagens. A simulação analógica é a melhor forma de tratar desta questão. Na simulação analógica, fantasmas físicos no formato de rolo, foram construídos em papel comum usado em impressora com gramatura 75 g/m<sup>2</sup>.

O papel é estruturado na forma de rolo, através de duas formas de isopor colocadas em suas extremidades. As formas obrigam o papel a seguir a geometria de uma espiral com os parâmetros pré-definidos das equações 5-1 e 5-2. Sobre o papel foram usados dois tipos de tintas ferrogálicas feitas em laboratório com o objetivo de simular documentos do século XIX. O documento, abstraindo-o como se fosse um cilindro, é posicionado com o eixo de simetria na vertical e perpendicular ao feixe de raios X. Após a realização das projeções do documento em análise, proceder-se-á à reconstrução de imagens de cortes transversais ao eixo de simetria. Importante chamar atenção que estas são as imagens que serão utilizadas como ponto de partida para a APVD. A seguir, ilustramos as principais etapas do processo de preparação para o APVD.

A primeira tarefa foi gerar o fantoma numérico apresentado na Figura 50 e utiliza-lo como modelo na construção do fantoma físico.

Figura 50 - Imagem do fantoma numérico modelo e os seus parâmetros.



$$s_0 = 0, s_f = 2;$$

$$x_0 = 128, y_0 = 128;$$

$$a_0 = 96, b_0 = 96;$$

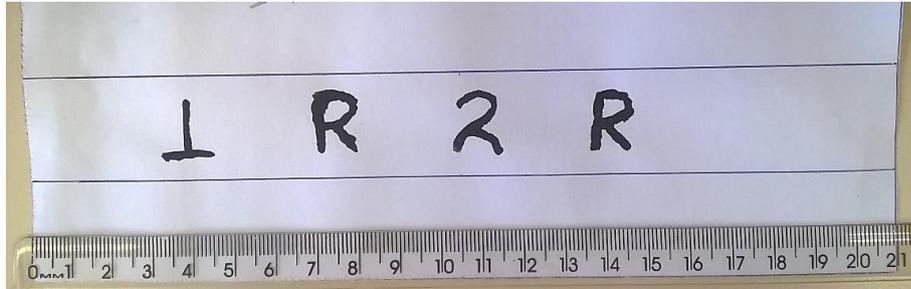
$$p_x = 0,3, p_y = 0,3;$$

$$\phi_x = \pi, \phi_y = \pi.$$

Fonte: Autor.

Na segunda tarefa, construímos os fantasmas físicos. Recortamos uma tira de papel e sobre ela escrevemos com pincel dois pares de caracteres, 1R e 2R, com tintas ferrogálicas a fim de criar nosso fantoma físico. As tintas ferrogálicas utilizadas seguiram a regra: tinta tipo 1 para o par 1R e tinta tipo 2 para o par 2R.

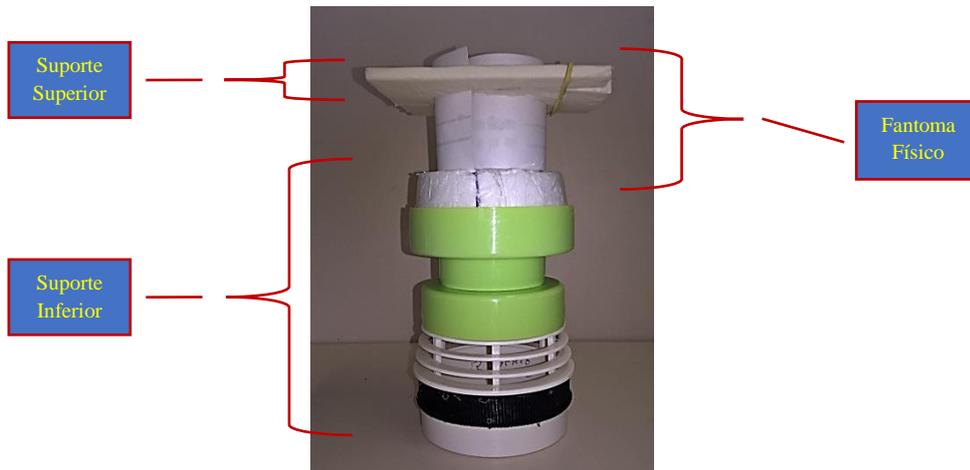
Figura 51 - Tira de papel base com escrita usada no fantoma físico.



Fonte: Autor.

Devido a inexistência de acessório apropriado para fixação junto ao suporte do equipamento de  $\mu$ TC, foi necessário a confecção de um suporte adaptador. O resultado final é apresentado na Figura 52.

Figura 52 - Vista frontal de um fantoma físico completo.

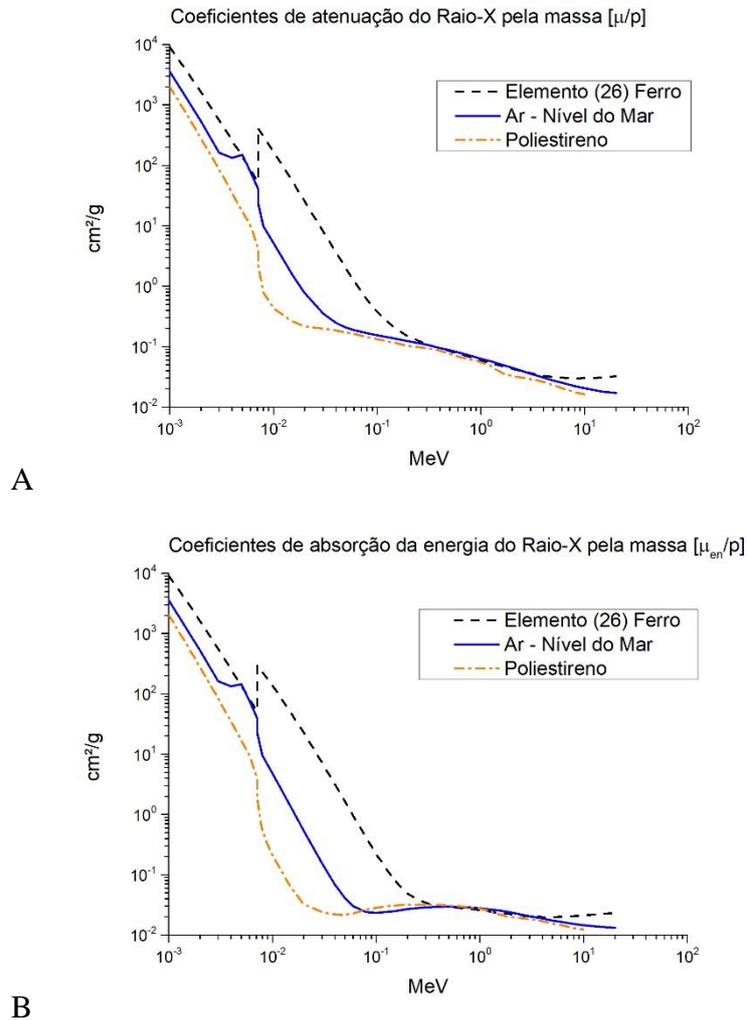


Fonte: Autor.

Importante destacar, o uso do poliestireno expandido – EPS (usado no acondicionamento da fita de papel – base e topo), sua escolha prende-se a sua baixa interferência na passagem dos raios X acarretando sua transparência na imagem final.

Na Figura 53, vemos graficamente o comportamento dos coeficientes de atenuação e absorção da energia dos raios X para o poliestireno, Ar - nível do mar e o elemento 26 (Fe) em função da energia do feixe de raios X.

Figura 53 - Gráficos das relações da energia recebida (MeV) com: (A) coeficiente de atenuação ( $\mu/\rho$ ), (B) coeficiente de absorção da energia ( $\mu_{en}/\rho$ ) dos raios X para três materiais.



Fonte: (HUBBELL, 2018).

Este fantoma físico foi usado em uma série de testes realizados no micro tomógrafo computadorizado ( $\mu$ TC) de raios X do Laboratório de Tomografia Computadorizada de Raios-X instalado no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção das imagens.

O fantoma físico pronto e fixado no suporte para varredura ou escaneamento é apresentado na Figura 54.

Figura 54 - (A) Fantoma físico em vista de topo e (B) posicionado no interior do tomógrafo.



Fonte: Autor.

A etapa de realização dos experimentos para aquisição das imagens por raios X é, certamente, uma das mais complexas. Visto que o interesse maior é trabalhar com documentos em suporte de papel, os objetos que serão imageados são de materiais de baixo contraste, para os raios X, dificultando a tarefa de encontrar os ajustes mais adequados.

Para obter boas imagens por raios X é preciso ajustar sete parâmetros ou condição do tomógrafo:

- i) Energia do feixe;
- ii) Intensidade do feixe;
- iii) Metal do ânodo;
- iv) Filtro de corte;
- v) Tempo de exposição;
- vi) Número de projeções;
- vii) Resolução da imagem.

Um ajuste inadequado não somente inabilita a visualização dos caracteres grafados no papel como pode provocar artefatos de imagens que não permitem nem ao menos visualizar o próprio suporte do documento. O conjunto de ajustes também depende de qual é o equipamento usado bem como do tipo de papel ou suporte e da composição da tinta aplicada.

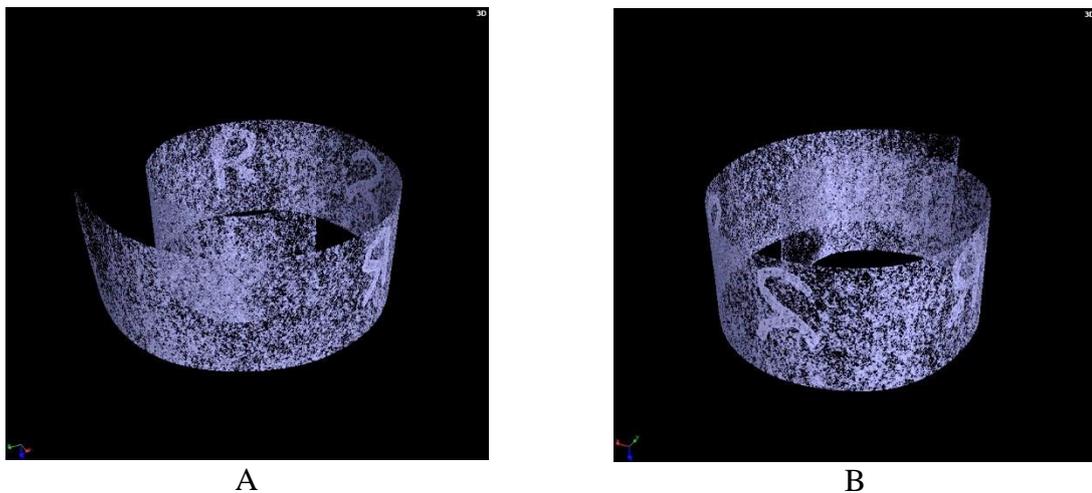
Na Figura 55 vemos imagens em 3D, em tons de cinza, após varredura do fantoma físico. As imagens foram geradas no software VGStudio MAX instalado em computador auxiliar do micro tomógrafo.

Os parâmetros básicos aplicados após alguns testes preliminares no  $\mu$ TC que geraram essa imagem representativa do fantoma foram:

- i) 100 kV;
- ii)  $150\mu\text{A}$ ;
- iii) Tungstênio;
- iv) Al 0.1mm
- v) Tempo 500 ms;
- vi) Projeções: 3016;
- vii)  $40.733\ \mu\text{m}$ .

A Figura 55 é apenas ilustrativa, a sua aplicação no nosso trabalho é apenas de orientação geral no ajuste do tomógrafo não tendo utilidade para a planificação virtual dos documentos.

Figura 55 - (A) e (B) Imagens 3D em pontos de visão distintos e produzidas no software do tomógrafo.

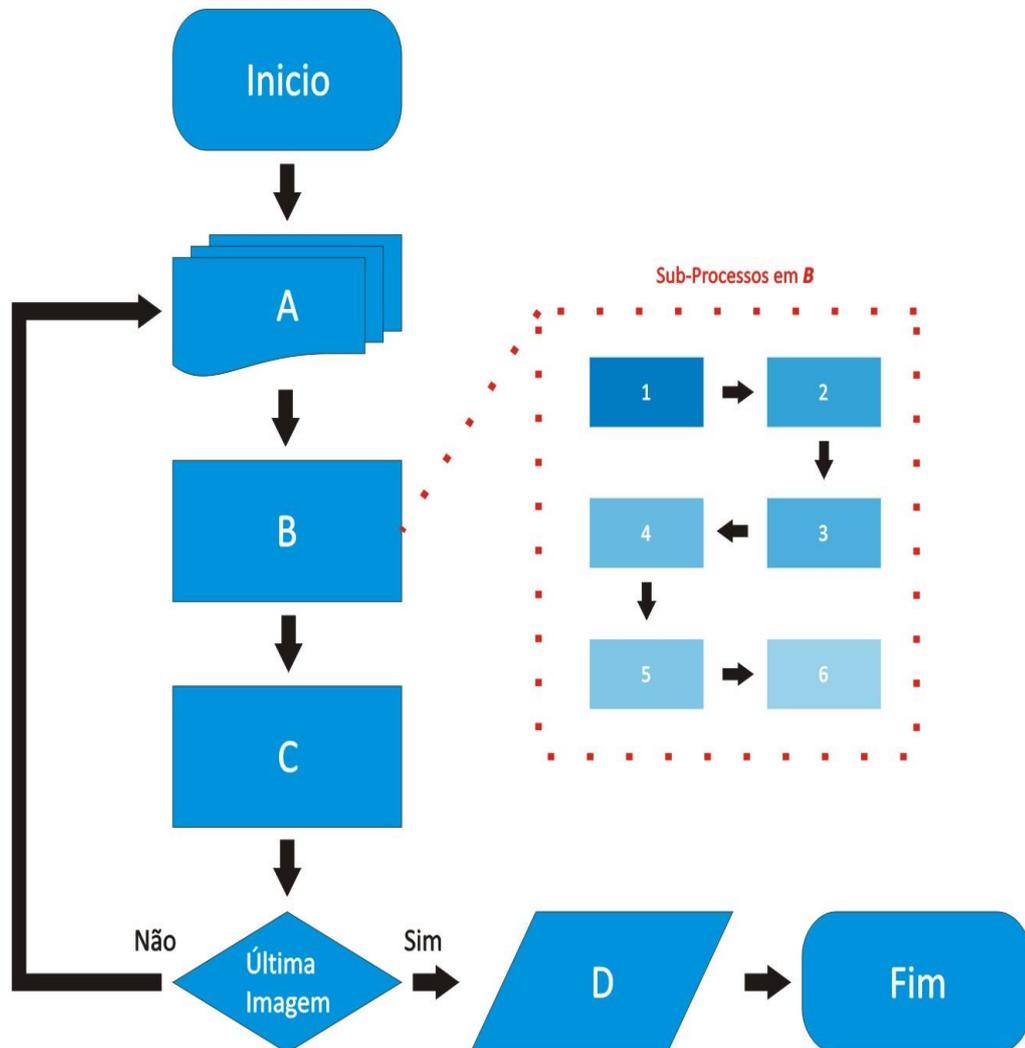


Fonte: Autor.

### 5.1.3 algoritmo de planificação virtual de documentos

O Algoritmo para Planificação Virtual de Documentos - APVD é processado no software MATLAB-Student obedecendo o fluxograma ilustrado na Figura 56.

Figura 56 - Fluxograma de planificação virtual de documentos.



Fonte: Autor.

Sendo as etapas detalhadas a seguir:

Início – é dado o comando para iniciar APVD.

A) - Um conjunto de imagens são produzidas pelo micro tomógrafo computadorizado ( $\mu$ TC) de raios X. As imagens do conjunto são a representação da intensidade de absorção, e espalhamento de raios X, em menor medida, de uma seção transversal ao eixo do rolo ou espiral do documento. As imagens podem ser segmentadas essencialmente em três regiões: ar, papel e tinta. Visto que as tintas ferrogálicas contêm ferro, espera-se que os escritos seja a região de maior absorção de raios X. A região do suporte, sendo constituída essencialmente de carbono, absorveria menos raios X. E, finalmente, o ar, como uma mistura de gases, é a região de menor absorção. Uma imagem típica desta fase do processo é apresentada na Figura 9 (Centro).

B) - Cada imagem do conjunto é carregada pelo software MATLAB-Student para o processamento como matriz fonte transversal (m,n) descrito a seguir.

1 - Na matriz fonte transversal (m,n) se aplica a função de binarização ou seja, é aplicada um valor de limiar ou “threshold”, criando-se uma matriz temporária-1 (m,n).

Figura 57 - (A) Matriz fonte transversal; (B) Matriz temporária-1 binarizada.

A		1651x1442 double									
		1047	1048	1049	1050	1051	1052	1053	1054	1055	
612	0.0976	0.0488	0.0488	0.0732	0.1220	0.1220	0.1220	0.0976	0.1220		
613	0.0976	0.0488	0.0732	0.0976	0.1220	0.1463	0.1220	0.1220	0.1220		
614	0.1220	0.0976	0.0976	0.1463	0.1707	0.1951	0.1707	0.1707	0.1463		
615	0.1707	0.1707	0.1707	0.2195	0.2439	0.2439	0.2195	0.1951	0.1707		
616	0.1951	0.1951	0.2195	0.2683	0.3171	0.2927	0.2683	0.2195	0.1707		
617	0.1707	0.1951	0.2439	0.3415	0.3659	0.3415	0.3171	0.2683	0.1951		
618	0.1707	0.1951	0.2927	0.3902	0.4146	0.4146	0.3902	0.3171	0.1951		
619	0.1707	0.2683	0.3902	0.4878	0.4878	0.4878	0.4390	0.3171	0.1951		
620	0.1951	0.3659	0.5366	0.6342	0.6098	0.5366	0.4634	0.3171	0.1707		
621	0.2195	0.4634	0.6585	0.7073	0.6585	0.5366	0.3902	0.2439	0.1463		
622	0.2927	0.5366	0.7073	0.7073	0.5854	0.4146	0.2683	0.1707	0.1220		
623	0.3659	0.6098	0.7073	0.6098	0.4146	0.2439	0.1707	0.1463	0.1463		
624	0.4634	0.6342	0.6098	0.4390	0.2439	0.1463	0.1220	0.1220	0.1463		

B		1651x1442 logical									
		1047	1048	1049	1050	1051	1052	1053	1054	1055	
612	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
613	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
614	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
615	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
616	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
617	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	
618	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	
619	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	
620	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	
621	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	
622	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	
623	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	
624	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	

Fonte: Autor.

- 2 - Na matriz temporária-1 (m,n) é processada a função de esqueletização, criando-se uma matriz temporária-2 (m,n) com objetivo de isolar a imagem da espiral representativa do fantoma físico obtida pelo tomógrafo para facilitar a identificação das extremidades.
- 3 - Na matriz temporária-2 (m,n) localiza-se as extremidades da espiral com o algoritmo de localização desenvolvido neste trabalho.

Figura 58 - Matriz temporária-2 esqueletizada; em destaque uma das duas extremidades da espiral.

	1047	1048	1049	1050	1051	1052	1053	1054	1055
612	0	0	0	0	0	0	0	0	0
613	0	0	0	0	0	0	0	0	0
614	0	0	0	0	0	0	0	0	0
615	0	0	0	0	0	0	0	0	0
616	0	0	0	0	0	0	0	0	0
617	0	0	0	0	0	0	0	0	0
618	0	0	0	0	0	0	0	0	0
619	0	0	0	0	1	0	0	0	0
620	0	0	0	1	0	0	0	0	0
621	0	0	0	1	0	0	0	0	0
622	0	0	0	1	0	0	0	0	0
623	0	0	1	0	0	0	0	0	0
624	0	1	0	0	0	0	0	0	0
625	1	0	0	0	0	0	0	0	0
626	1	0	0	0	0	0	0	0	0
627	1	0	0	0	0	0	0	0	0
628	1	0	0	0	0	0	0	0	0
629	1	0	0	0	0	0	0	0	0
630	1	0	0	0	0	0	0	0	0
631	1	0	0	0	0	0	0	0	0

Fonte: Autor.

- 4 - É aplicado uma sequência de funções, que percorre o caminho binarizado representativo da espiral na matriz temporária-1 (m,n) a fim de se obter a posição (m,n) dos seus elementos na matriz fonte transversal (m,n).
- 5 - Ler-se então os valores das células da matriz fonte transversal (m,n) nas posições obtidas.
- 6 – Se escreve uma matriz vetor (1,n) com os valores obtidos.

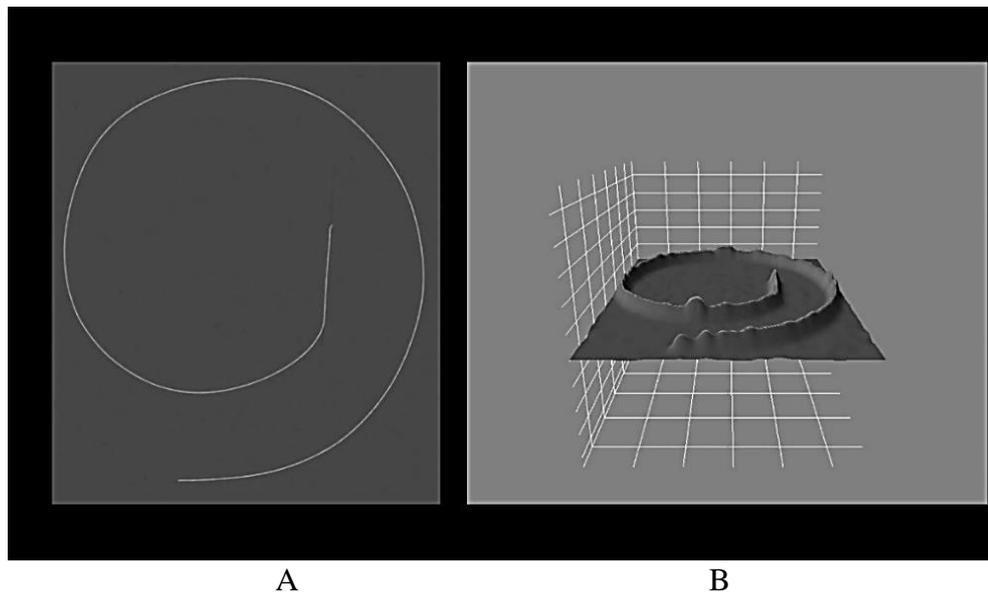
C) - A cada ciclo executado a matriz vetor (1,n) produzida na etapa B-6 é incluído numa matriz temporária-3 (m,n), com o valor inicial de [m = 1] e [n = comprimento da espiral + fator de segurança], através de uma função de acréscimo ou “Append”, produzindo assim uma matriz final (m,n), aonde o “m” final será igual à quantidade de matrizes vetores que foram acrescentadas mais 1.

D) - A matriz final (m,n) é transformada em imagem e gravada em arquivo com extensão JPG.

Fim – após a última imagem o APVD é automaticamente encerrado.

Ilustrando o APVD, a Figura 59 apresenta uma imagem de uma seção transversal do fantoma físico na altura dos pares de caracteres “1R e 2R” escritos com tinta ferrogálica e a sua representação tridimensional ilustrando as intensidades dos pixels em escala de cinza desta imagem. Na representação 3D a intensidade da atenuação do feixe de raios X se caracteriza pelo relevo em espiral e a presença da tinta é onde ocorrem os maiores picos.

Figura 59 - (A) Imagem de uma seção transversal do fantoma físico e sua representação (B) em 3D.



Fonte: Autor.

Cada imagem de uma seção transversal do fantoma, como mostrada na Figura 59A, foi processada pelo APVD e ao final uma imagem planificada virtualmente de uma seção transversal do documento foi produzida. Após a planificação das seções transversais do documento, as mesmas foram justapostas gerando a Imagem Final Planificada Virtualmente (IFPV) e sem qualquer pós-processamento que promova o realce dos caracteres presentes na imagem é apresentada na Figura 60.

Figura 60 - Imagem após o processamento de planificação virtual no MATLAB-Student.

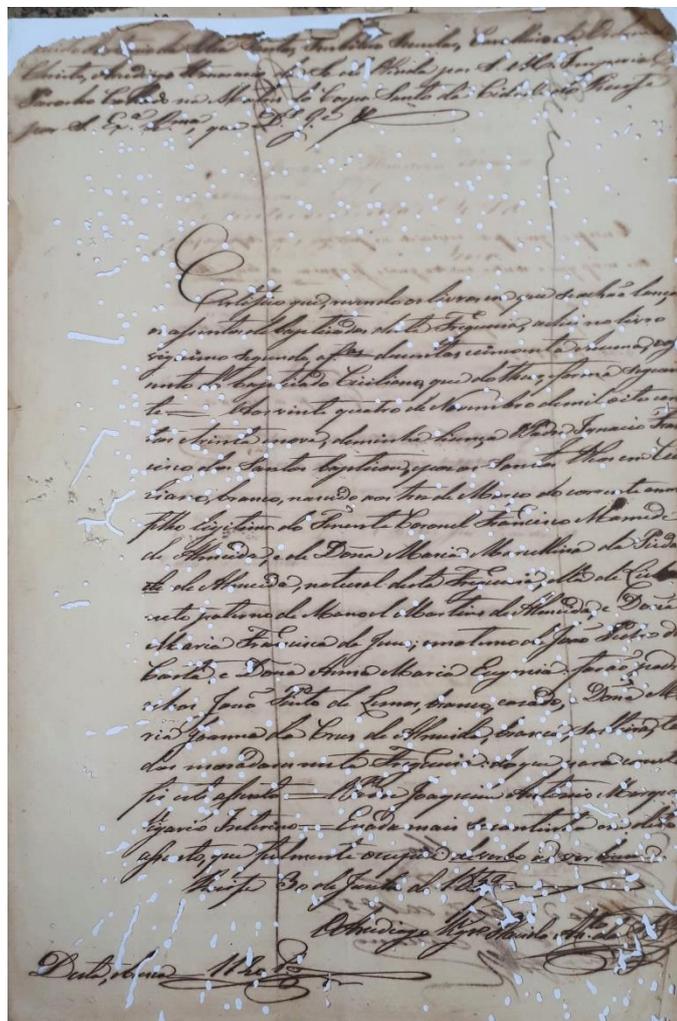


Fonte: Autor.

Para testar o nosso algoritmo APVD ao final da Etapa 01 tentamos conseguir documentos reais em formato físico espiralado, porém tivemos muitas dificuldades em consegui-los. Felizmente tivemos gentilmente cedido pelo Instituto Arqueológico, Histórico e Geográfico Pernambucano – IAHG/P um único documento plano para fazermos alguns testes. O documento é datado de 1856 e teve algumas limitações para os nossos testes, a principal é o fato da tinta ser pouco espessa em consequência de uma escrita cursiva e o tamanho das letras serem muito reduzidas se tornando assim pouco adequado para que o tipo do tomógrafo por nós usado para os nossos testes conseguisse separar a tinta do papel. Por outro lado, o seu estado físico cheio de falhas - perda de material - foi um bom desafio para a planificação.

A Figura 61 a seguir ilustra o documento do IAHG/P.

Figura 61 - Fotografia do documento do IAHG/P.



Fonte: Autor.

O documento do IAHGP é uma folha plana assim sendo para podermos fazer a simulação foi preciso dar curvatura mínima para simular um pergaminho. Pela sua fragilidade uma única volta foi feita, o documento do IAHGP instalado no suporte para escaneamento é mostrado na Figura 62.

Figura 62 - Fotografia do documento do IAHGP no suporte para escaneamento.



Fonte: Autor.

As falhas no papel principalmente na forma de furos exigiram um aperfeiçoamento do APVD para que pudessem ser transpassadas, após a incorporações de novas funções o algoritmo se mostrou robusto em transpassar as falhas no papel. A Figura 63 ilustra um recorte do documento do IAHGP e resultado da IFPV para esse recorte.

Figura 63 - Fotografia de recortes do documento do IAHGP (acima) e da sua IFPV (em baixo).



Fonte: Autor.

## 5.2 ETAPA 02

Nessa etapa 2, visto que não foi possível realizar experimentos com documentos obtidos em instituições locais ou nacionais como bibliotecas, arquivos ou museus procurou-se uma colaboração com o professor Michal Vopalensky, do Instituto de Mecânica Teórica e Aplicada da Academia de Ciências da República Checa para obtenção de imagens feitas com a melhor simulação física possível de um documento real até a presente data. O professor Vopalensky gentilmente cedeu-nos as imagens de seções transversais de uma simulação física de um documento na forma de rolo utilizado no seu artigo anteriormente referenciado.

O documento foi confeccionado usando-se papel feito à mão, na República Checa, e a escrita realizada com tinta ferrogálica, seguindo um método de preparação específico [artigo Vopalensky]. O fantoma completo é composto de três folhas que foram dobradas na forma de rolo, resultando em 15 camadas. A altura do rolo era de cerca 210 mm e o diâmetro de 21 mm.

As imagens das Figura 64 até a Figura 66, a seguir, são reproduções de figuras do artigo do professor Vopalensky.

Figura 64 - (A) Imagem em 3D como resultado de um dos vários escaneamentos para elaboração do artigo e (B) fotografia de parte do fantoma já pronto para um desses escaneamentos produzidos no  $\mu$ TC.



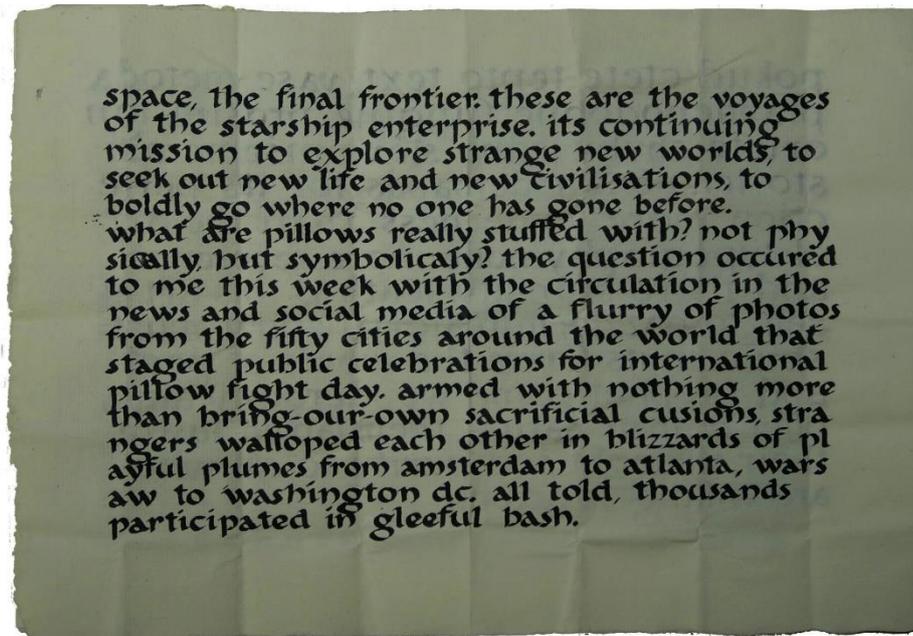
A



B

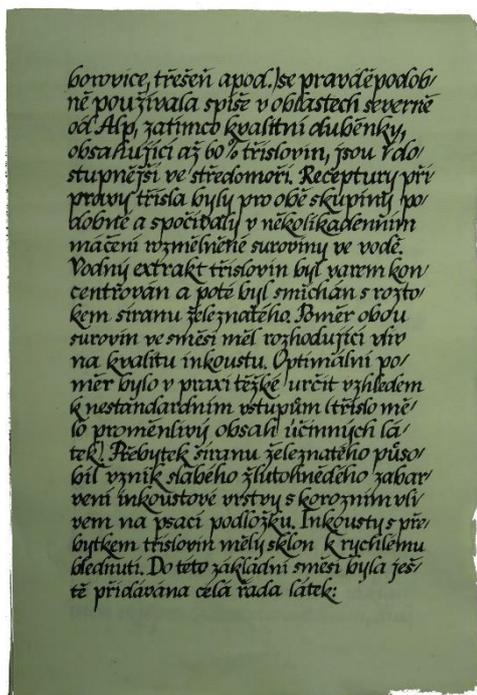
Fonte: (VOPÁLENSKÝ, 2018).

Figura 65 - Fotografia da página-1 do fantoma.

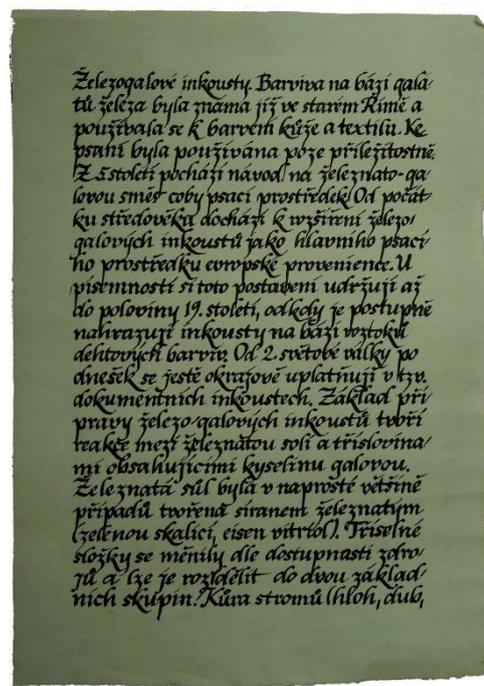


Fonte: (VOPÁLENSKÝ, 2018).

Figura 66 - (A) Fotografia da páginas-2 (B) e da página-3 do fantoma.



A



B

Fonte: (VOPÁLENSKÝ, 2018).

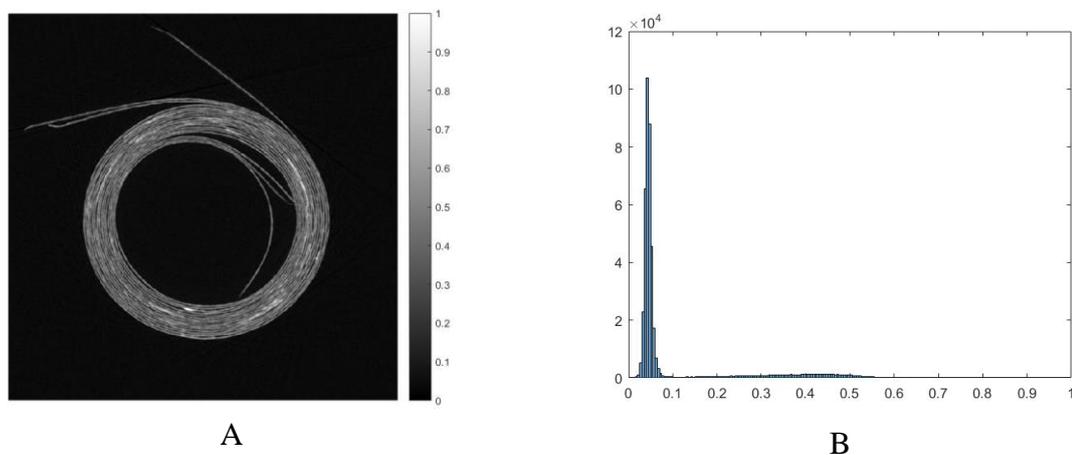
### 5.2.1 unificação das duas irradiações

Imagens 3D são montadas sobrepondo imagens 2D a qual chamamos de Fatias<sup>9</sup> da Pilha, sendo essa pilha a representação do objeto escanado pelo Tomógrafo. O material disponibilizado, pelo professor Vopalensky, tem um total de 1850 fatias (numeradas 0000 a 1849) por pilha com o seguinte padrão gráfico: tons de cinza, 660x660 pixels, 16 bits/pixel, 508x508 dpi e compressão tiff.

O  $\mu$ TC do professor Vopalensky faz uso de dois emissores de irradiação que atuam em: 40kV e 120kV gerando duas pilhas distintas em valores na escala dos tons de cinza tornando-se então necessário normaliza-las para a faixa [0-1] e suas dimensões foram alterados para 1600x1600 pixels a fim de facilitar o processo em etapas posteriores, mantendo os demais valores nos padrões das imagens originais.

A seguir apresentamos na Figura 67 e na Figura 68 as imagens da fatia de número 0800 com suas respectivas barras de cor de níveis de cinza e seus histogramas em cada um dos seus dois níveis de irradiações: 40kV e 120kV após as alterações de tamanho. Salientamos que as espirais representam o corte transversal das páginas. Cada página executou 5 voltas temos assim um total de 15 voltas no fantoma com de 21mm de diâmetro, o que é um teste muito exigente para o nosso algoritmo de planificação posto que no mundo real é pouco provável que tal situação ocorra.

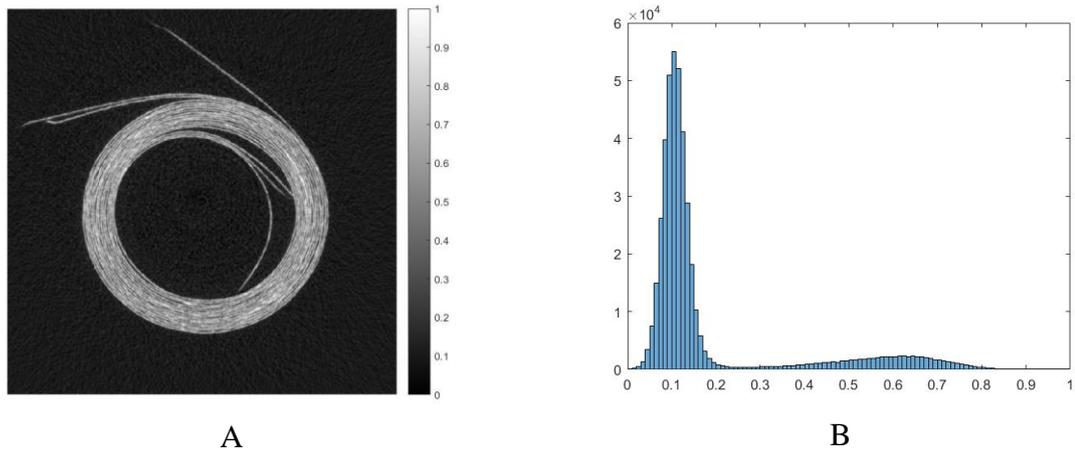
Figura 67 - (A) Imagem da fatia de número 0800 da pilha gerada por 40kV (B) e seu histograma.



Fonte: Autor.

<sup>9</sup> É comum também serem usados os termos na língua inglesa como slice e stack.

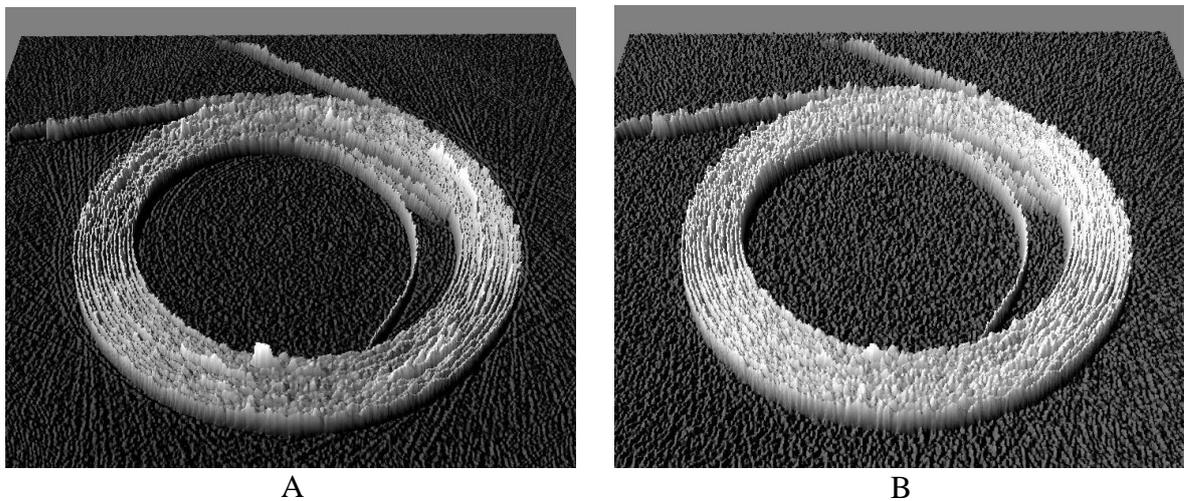
Figura 68 - (A) Imagem da fatia de número 0800 da pilha gerada por 120kV (B) e seu histograma.



Fonte: Autor.

Importante ilustrar os dois níveis de irradiação do Fatia 0800 de uma maneira 3D que permita comparar visualmente com as informações que mais à frente no texto serão apresentadas. A Figura 69 a seguir apresenta essa comparação.

Figura 69 - (A) Imagem 3D da fatia de número 0800 da pilha gerada por 40kV (B) e em 120kV.



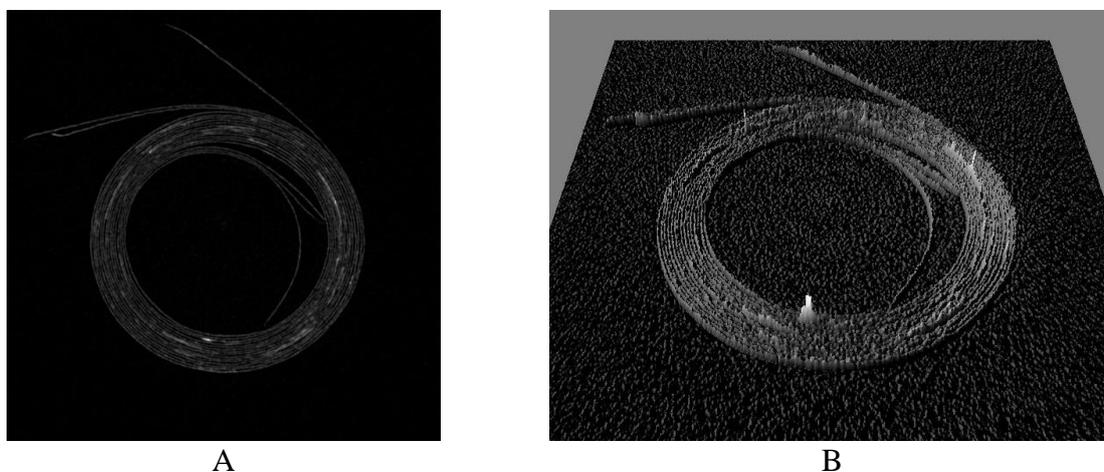
Fonte: Autor.

A fim de ser feita a planificação ou a exibição em 3D como no artigo do Professor Vopálenský e equipe, a combinação das fatias representativas dos diferentes níveis de irradiação precisa ser feita. Apresentamos primeiro o método de unificação do Professor Vopálenský e equipe, sendo utilizada a fórmula a seguir:

$$\text{DECT} = (w_1 \times 40\text{kV}) - (w_2 \times 120\text{kV}),$$

onde DECT foi o nome dado a fatia a ser combinada sendo esse um acrônimo de “Dual Energy Computer Tomography” e obtido de uma subtração ponderada pelos índices  $w_1$  e  $w_2$  das fatias obtidas nos dois emissores. A Figura 70 a seguir apresenta a aplicação da fórmula com os valores de  $w_1 = 1.00$  e  $w_2 = 0.45$  para as fatias de número 0800 das duas irradiações.

Figura 70 - (A) Imagem da fatia de número 0800 da pilha unificada pelo método DECT (B) e sua imagem em 3D.



Fonte: Autor.

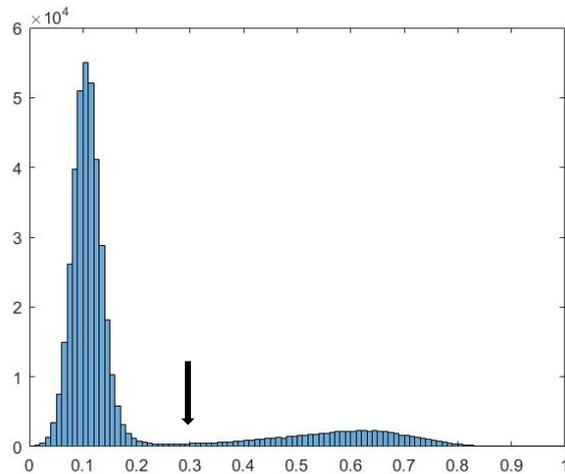
Após nossos testes com o método DECT, entendemos que esse processo de combinação das fatias dos diferentes emissores incluía muitos dados oriundos de ambas imagens que prejudicavam o resultado da planificação, optamos então em criar um novo método de combinação que através de processos de tratamentos das imagens acarretassem uma combinação mais adequada a planificação virtual dos documentos. A combinação por nós proposta é feita através do algoritmo criado e titulado de “Algoritmo para Unificação das Emissões de Raios X em Alta e Baixa Voltagem – AUE” sendo ele executado no software MATLAB-Student e que segue as seguintes etapas ilustradas a seguir nas Figuras 71-76 com os histogramas gerados.

Os valores aqui utilizados são escolhidos após análise dos histogramas e testes que demonstraram que para esse conjunto de imagens são satisfatórios, ou seja, acarretarão uma melhora na acuidade visual das informações contidas no documento.

#### Etapa - 1.

No histograma da irradiação com o valor maior (120kV) foi escolhido o valor de corte de 0.30 para as células manterem seus valores e substituímos as demais com valores acima por zeros.

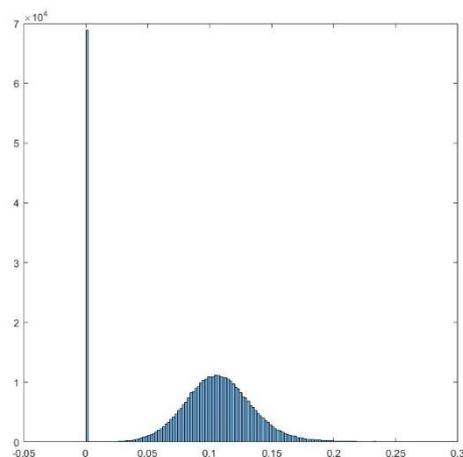
Figura 71 - Histograma da fatia 0800 na irradiação de 120kV e o ponto de corte escolhido 0.3 indicado pela seta.



Fonte: Autor.

#### Resultado da Etapa - 1.

Figura 72 - Histograma resultado da Etapa - 1 na fatia 0800 da irradiação de 120kV.



Fonte: Autor.

Etapa – 2.

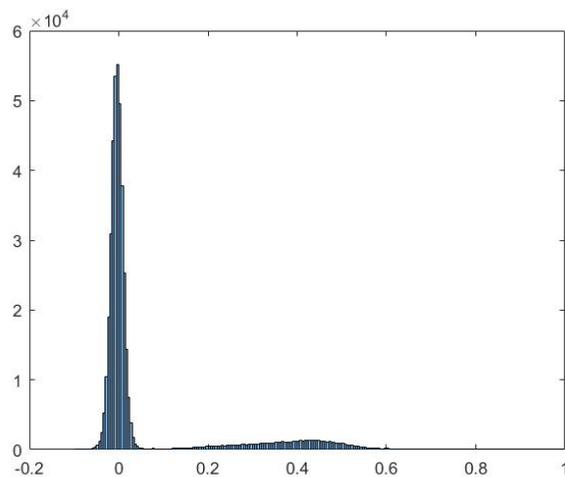
Se aplica a fórmula:  $Etapa\_2 = p1 \times Imagem\ Baixa\ Irradiação - p2 \times Etapa\_1$ .

Onde p1 e p2 são fatores percentuais, fazendo p1=1.00 e p2=0.45.

Temos:  $Etapa\_2 = 1.00 \times IBI - 0.45 \times Etapa\_1$ .

Resultado da Etapa – 2.

Figura 73 - Histograma resultado da Etapa - 2 na fatia 0800.

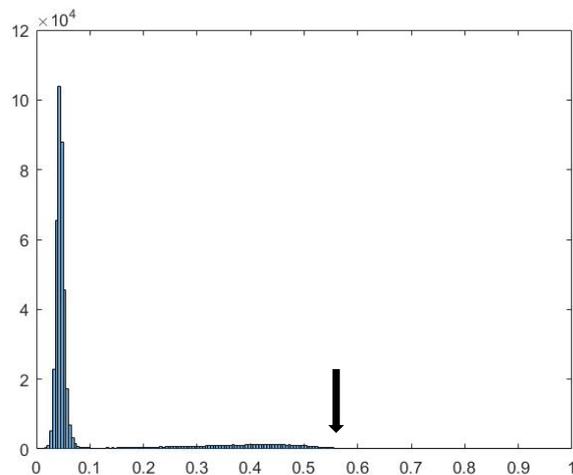


Fonte: Autor.

Etapa – 3.

No histograma da irradiação com o valor menor (40kV) se escolhe um valor de corte por exemplo 0.57 e substituímos todos os valores abaixo com zero.

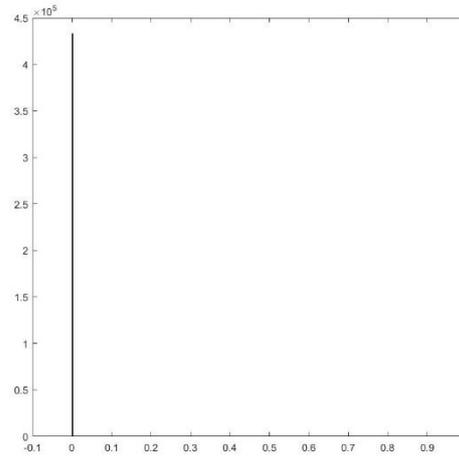
Figura 74 - Histograma da fatia 0800 na irradiação de 40kV e o ponto de corte escolhido 0.57 indicado pela seta.



Fonte: Autor.

Resultado da Etapa – 3.

Figura 75 - Histograma resultado da Etapa - 3 na fatia 0800.



Fonte: Autor.

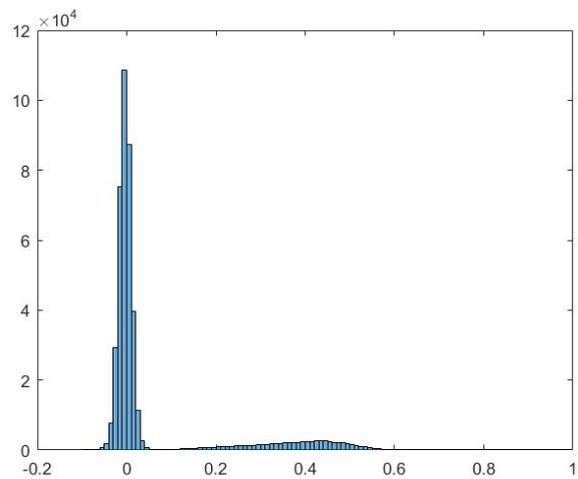
Etapa – 4.

Se aplica a fórmula:  $Etapa_4 = Etapa_2 + p3 \times Etapa_3$ . Onde  $p3$  é fator percentual, utilizaremos os valores  $p3=1.00$ .

Seguindo no exemplo temos:  $Etapa_4 = Etapa_2 + 1.00 \times Etapa_3$ .

Resultado da Etapa – 4.

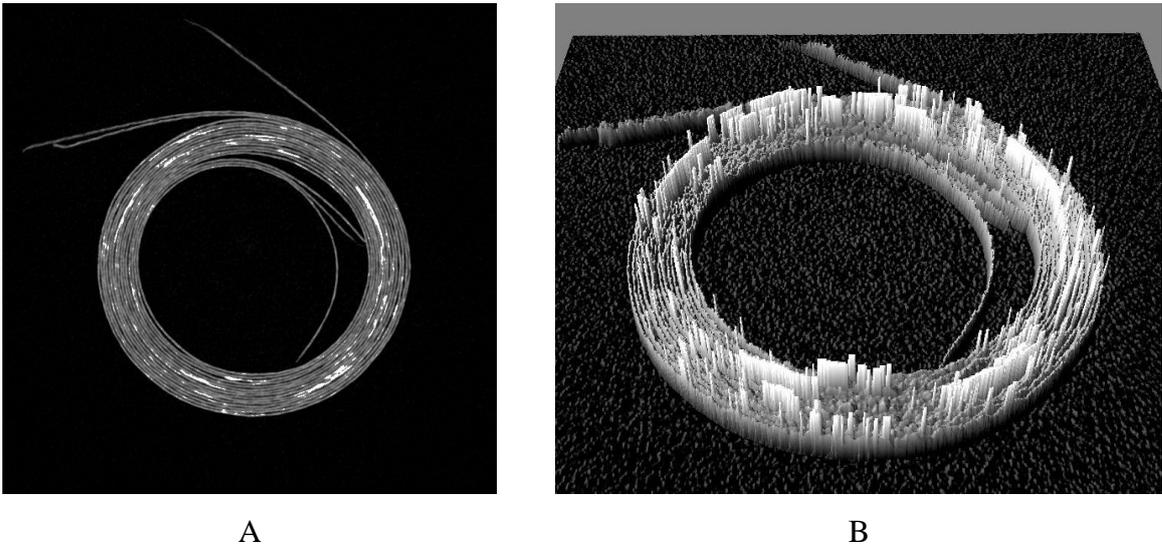
Figura 76 - Histograma resultado da Etapa - 4 na fatia 0800.



Fonte: Autor.

O resultado da combinação pelo método AUE é apresentado na Figura 77.

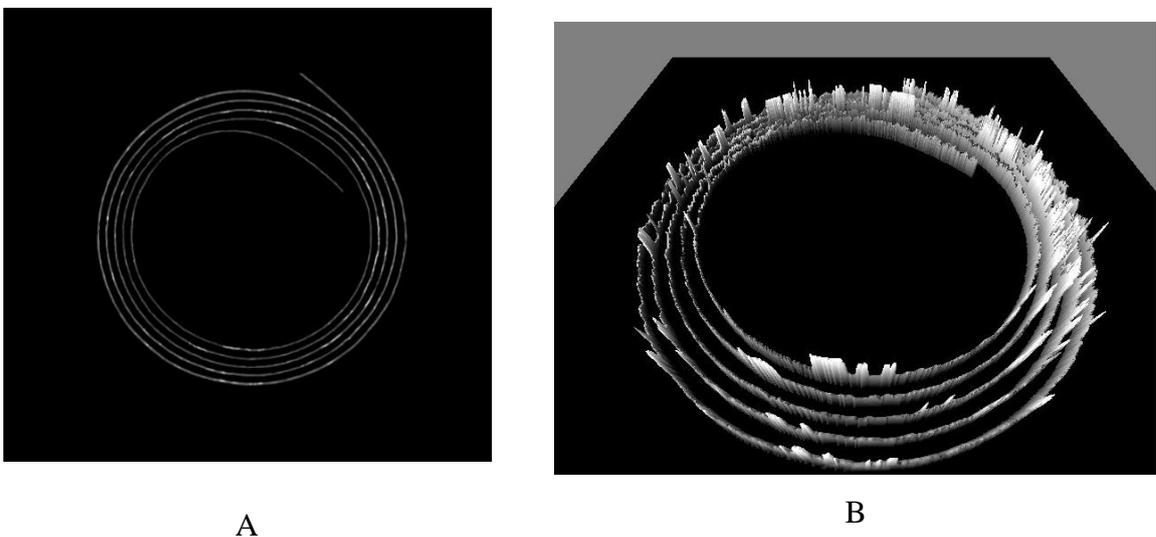
Figura 77 - (A) Imagem da fatia de número 0800 da pilha unificada pelo método AUE (B) e sua imagem em 3D.



Fonte: Autor.

Após o processo de unificação das irradiações é preciso fazer o processo de separação das espirais nas fatias para aplicação do APVD, para tanto se utilizam softwares gráficos como Gimp ou Photoshop, sendo esse um processo inicialmente tratado manualmente pela preparação dos filtros gráficos (máscara de seleção, threshold, etc.) e ao final de maneira automatizado essa separação é feita pelos próprios softwares. O resultado desse processo pode ser visto na Figura 78 a seguir.

Figura 78 - (A) Imagem da espiral-1 da fatia de número 0800 (B) e sua imagem em 3D.



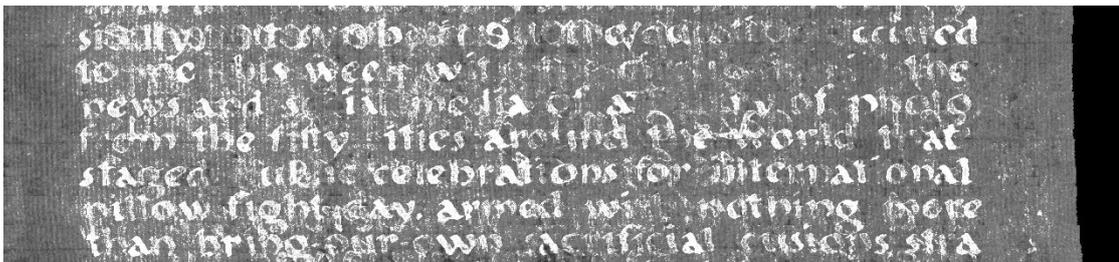
Fonte: Autor.

### 5.2.2 aplicação do apdv

Fazemos a planificação da espiral se utilizando do algoritmo APVD apresentado na Seção 5.1.3.

O resultado da aplicação do APVD no processamento das fatias de números 0000 a 1350 é apresentado na Figura 79 a seguir.

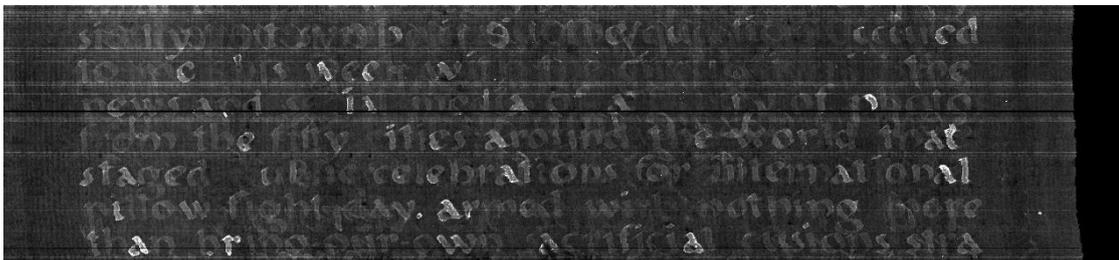
Figura 79 - Planificação da espiral-1 das fatias [0000 – 1350].



Fonte: Autor.

Para efeito de comparação apresentamos na Figura 80 a seguir a aplicação do APVD também ao método DECT do Professor Vopálenský, anteriormente apresentados, com os parâmetros  $w_1$  e  $w_2$  de unificação.

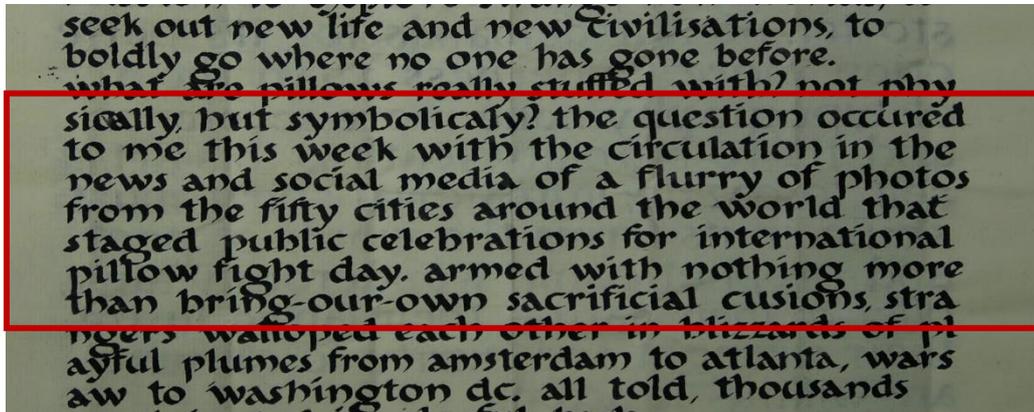
Figura 80 - Planificação da espiral-1 das fatias [0000 – 1350] pelo método DECT.



Fonte: Autor.

Para melhor ilustrar o resultado obtido apresentamos na Figura 81 a demarcação das linhas planificadas da página-1 do fantoma.

Figura 81 - Fotografia do recorte da página-1 do fantoma delimitando as linhas planificadas virtualmente.



Fonte: Autor.

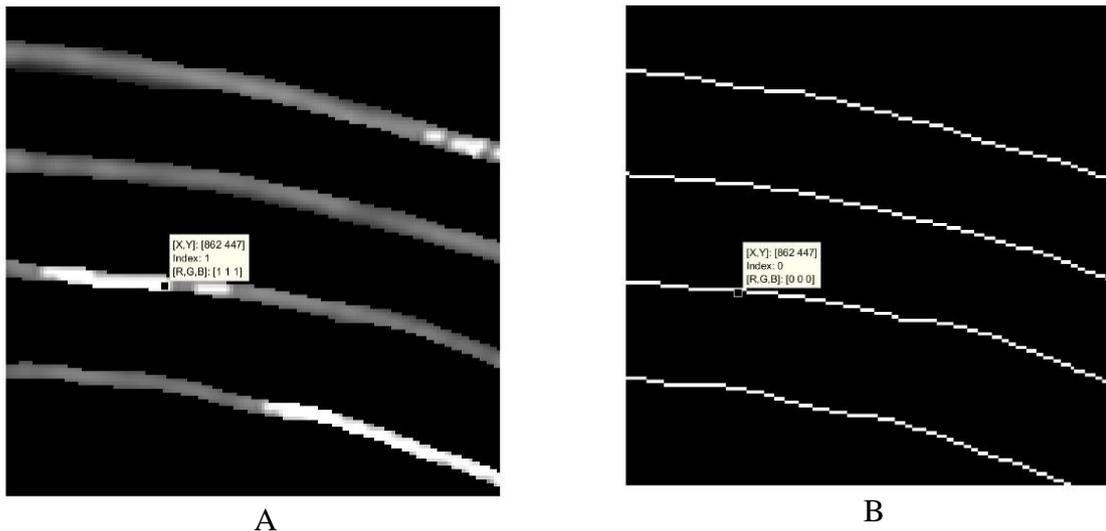
### 5.2.3 espirais laterais

Durante o estudo para a elaboração do APVD, no uso da função de binarização disponibilizado pelo MATLAB-Student aplicado sobre as imagens, surgiu a dúvida se o pixel selecionado pela função para representar o centro de uma área ou faixa era o mais adequado, ou seja, se representaria o pixel de maior valor.

Analisando as imagens da Figura 82 a seguir que são zoom da fatia AUE 0800 da Figura 78A confirmamos a nossa suspeita de que o processo utilizado na criação da espiral binarizada as vezes deixa de fora do caminho gerado pixels com valores mais alto.

Isso se deve a prioridade das funções envolvidas na criação da espiral binarizada, que é produzir o percurso sem interrupções e assim sendo pode deixar de fora do nosso processo para a planificação o pixel mais representativo da absorção dos raios X e que melhor representa a tinta ferrogálica.

Figura 82 - (A) Pixel de valor mais alto em relação aos pixels vizinhos (B) a binarização falha na escolha do pixel.



Fonte: Autor.

Analisando essa questão surgiu a ideia de criar a partir da espiral binarizada, que renomeamos para “Espiral Binarizada Padrão - EBP”, novas espirais as quais nomeamos de “Espiral Binarizada Lateral - EBL”.

A EBL é dividida em dois tipos: a de deslocamento positivo e a de deslocamento negativo, tomando como centro a EBP. Esse deslocamento acontece em valores múltiplos de 1 pixel. Para viabilizar a criação dessa EBL elaboramos um método a fim de processar a imagem representativa da fatia e que apresentamos a seguir.

Conforme sabemos uma imagem pode ser representada por uma matriz, assim se utilizando uma matriz fictícia MF de 16 x 16 pixels com segmentos de uma EBP também fictícia, ilustramos a seguir o método a ser usado na criação de uma EBL – Positiva de 1 Pixel.

Figura 83 - Matriz MF de 16 x 16 pixels com segmentos de uma EBP.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1																
2																
3				■						■						
4			■								■					
5		■										■				
6													■			
7													■			
8													■			
9																
10																
11																
12		■										■				
13			■								■					
14				■						■						
15																
16																

Fonte: Autor.

A divisão em quadrantes permite fazer o deslocamento da EBP em relação ao centro da Matriz MF como em um balão de festa que se infla (enche) ou contrai (murcha) conforme o volume de ar no seu interior.

Etapa-1:

A matriz MF é dividida em 4 quadrantes iguais de 8 x 8 pixels como pode ser visto a seguir na Figura 84.

Figura 84 - Ilustra a Etapa-1 na criação da EBL. Os quadrantes (A) (B) (C) (D) são a divisão da MF após a etapa-1.

	1	2	3	4	5	6	7	8
1								
2								
3				■				
4			■					
5		■						
6								
7								
8								

B

	1	2	3	4	5	6	7	8
1								
2								
3		■						
4			■					
5				■				
6					■			
7					■			
8					■			

A

	1	2	3	4	5	6	7	8
1								
2								
3								
4		■						
5			■					
6				■				
7								
8								

C

	1	2	3	4	5	6	7	8
1								
2								
3								
4				■				
5			■					
6		■						
7								
8								

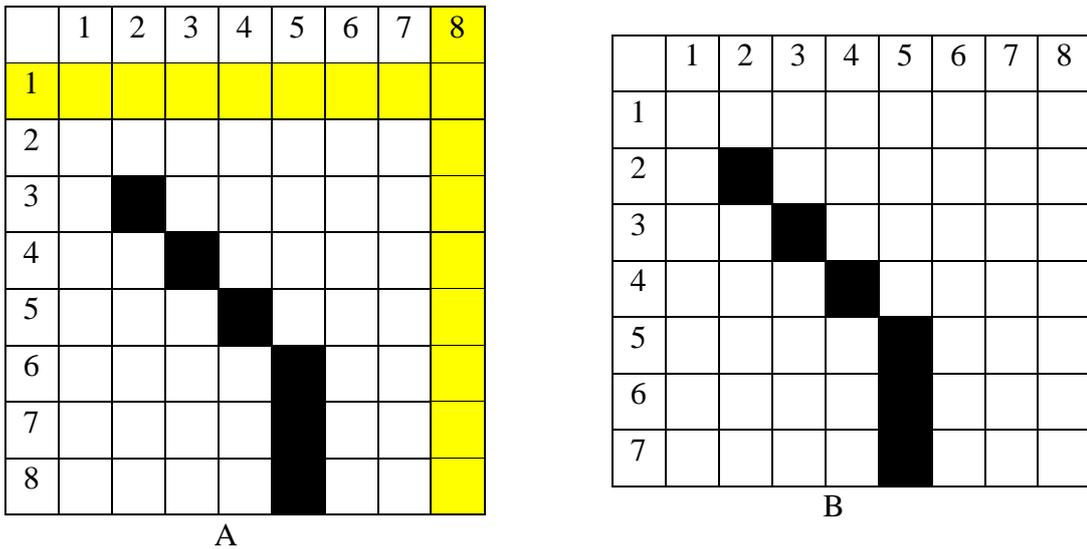
D

Fonte: Autor.

Etapa-2:

Cada quadrante é processado seguindo a lógica demonstrada no quadrante “A” acarretando um deslocamento da EBP em relação ao centro da matriz MF original. Na Figura 85 e Figura 86 ilustramos esse processo.

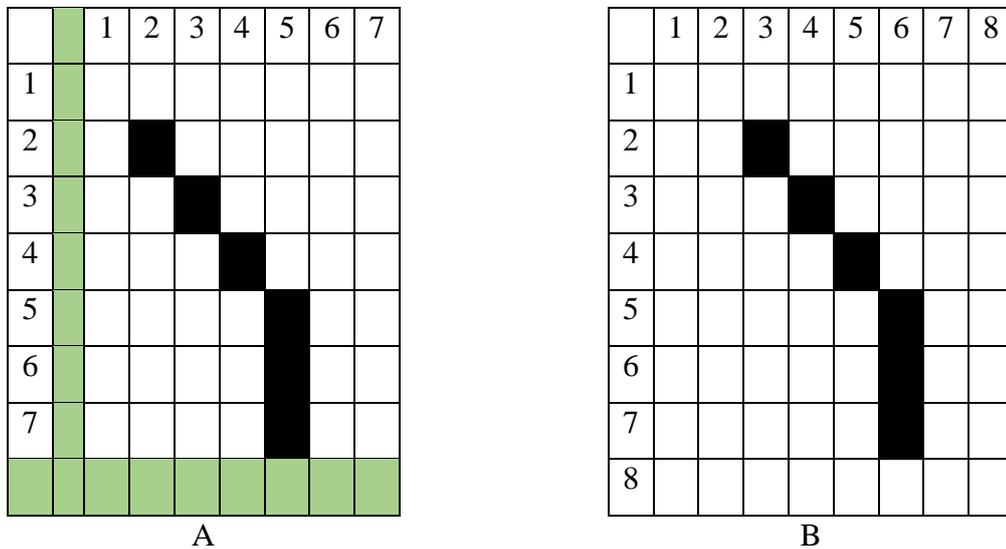
Figura 85 - Ilustra a Etapa-2 na criação da EBL. (A) Exclusão da linha e coluna amarela (B) após a execução da etapa-2.



Fonte: Autor.

Etapa-3:

Figura 86 - Ilustra a Etapa-3 da criação da EBL. (A) inclusão da linha e coluna demarcada em verde (B) após a execução da etapa-3.



Fonte: Autor

## Etapa-4:

Após o processamento dos 4 quadrantes eles são reunidos nas posições originais para refazer a Matriz MF de 16 x 16 respeitando a posição inicial. A Figura 87 ilustra o resultado final da criação da EBL.

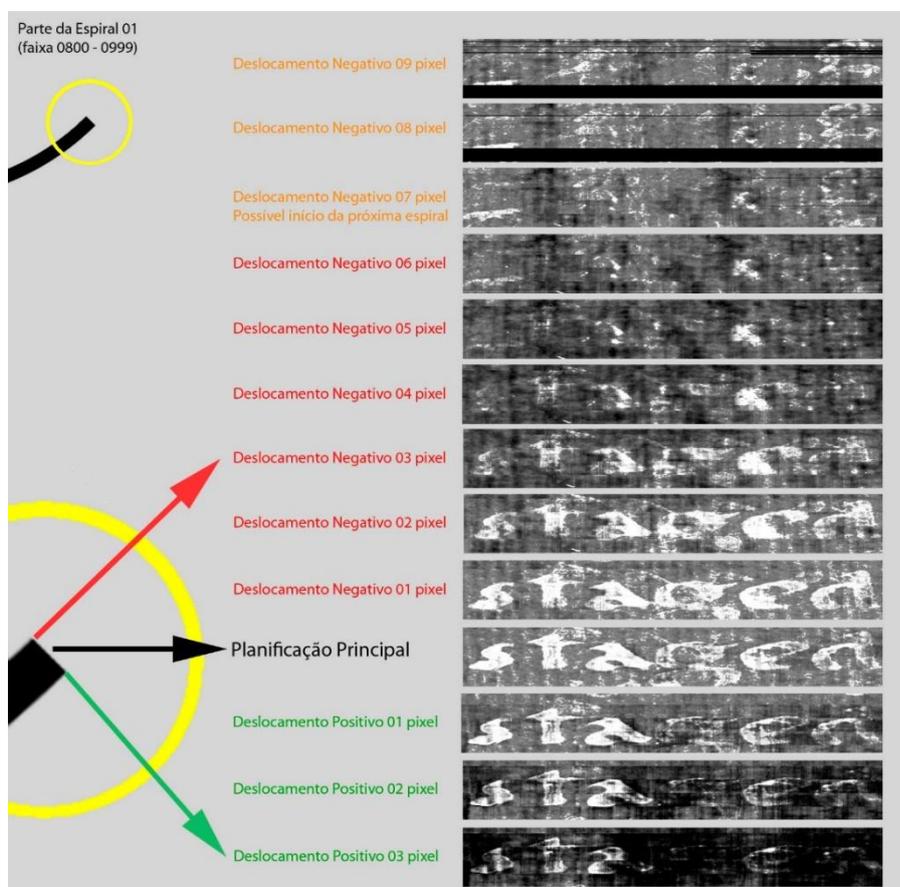
Figura 87 - Ilustra a matriz MF de 16 x 16 pixels com segmentos de uma EBL após o processo de sua criação.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1																
2			■								■					
3		■										■				
4	■												■			
5														■		
6														■		
7														■		
8														■		
9																
10																
11																
12																
13	■												■			
14		■										■				
15			■								■					
16																

Fonte: Autor.

A Figura 88 apresenta em um painel comparativo com recortes das planificações laterais e a planificação principal utilizando o método descrito anteriormente.

Figura 88 - Painel comparativa das planificações padrão e suas laterais.



Fonte: Autor.

O painel suscita algumas ponderações:

- 1) A binarização padrão não é 100% confiável como referência para a planificação da espiral representativa da página do fantoma ou documento real contida na fatia conforme podemos ver, por exemplo, no painel comparando a Planificação Principal e a Planificação Lateral com deslocamento negativo de 1 pixel.
- 2) A criação das espirais binarizadas laterais em adição a espiral binarizada padrão permite que através de softwares para tratamento de imagens se produza uma Planificação Principal Final melhor se comparada com a Planificação Principal inicial.
- 3) A espiral binarizada lateral permite acessar a informação contida na espiral vizinha, ou seja, a outra página do fantoma ou documento.
- 4) A espiral binarizada lateral demonstra que a tinta ferrogálica utilizada penetra de maneira aleatória na superfície do fantoma ou documento real.

## 6 RESULTADOS, DISCUSSÃO E PERSPECTIVAS

Importante relembrar, que a nossa pesquisa parte do zero em quase todas as questões pertinentes ao tema, tal fato acontece devido principalmente à falta de divulgação por parte dos pesquisadores que têm publicado os trabalhos sem apresentar uma metodologia detalhada, apenas propagando os feitos, talvez isso se prenda ao fato de serem centros de pesquisa que podem vender serviços.

Os fantasmas numéricos podem ser utilizados para simular uma família de rolos com uma grande variedade de geometrias, diferentes comprimentos e uma gama elevada de possibilidades de condições do suporte. Além disso, pode-se simular diferentes tipos de ruídos inerentes às técnicas que estejam sendo usadas para imagear os documentos. No transcorrer da nossa pesquisa construímos quatro fantasmas físicos, com objetivos de nos balizar, com desenhos e escritas realizadas com quatro tipos de tintas: a) tinta para impressora jato de tinta (tJT); b) tinta acrílica (tAC); c) tinta ferrogálica sintetizada com tanino hidrolisável (tFH); e d) tinta ferrogálica sintetizada com tanino condensado (tFC). As imagens obtidas do fantoma com tJT não apresentaram contraste suficiente entre o suporte e a escrita, de modo a permitir a detecção da escrita. As escritas com tAC foram facilmente detectadas, contudo este tipo de tinta tem viscosidade elevada e como consequência o traço é significativamente mais espesso que todas as outras tintas experimentadas. Visto que a absorção e o espalhamento de raios X depende do produto do coeficiente de atenuação pelo comprimento da trajetória dos raios X (espessura da camada de tinta), a tAC oferece maior contraste em relação ao papel. Os experimentos com escrita em tinta ferrogálica, principal objeto da pesquisa, indicam que a escrita feita com tFC foi detectada com mais facilidade enquanto que nem todos os caracteres em tFH foram detectados.

Outra questão que devemos colocar é que trabalhar com imagens exige suporte em equipamentos para processamento computacional acima da média. O nosso projeto até a presente data, trabalhou com fantoma físico de 2,5 cm de altura que gerou 605 imagens de planos transversais, sendo cada imagem com 1442 pontos por 1651 pontos e uma densidade de 624 pontos por polegada, o que também necessita de grande espaço para arquivo. No momento não temos disponibilidade dessa arquitetura o que nos restringe em promover fantasmas físicos mais representativos da realidade ou mesmo aplicar a técnica a um documento real.

Um dos principais problemas que temos, são os valores dos coeficientes de atenuação dos raios X da tinta ferrogálica e o seu suporte, as vezes muito próximos ou quase nulo na tinta, o que dificulta separa-los no processo do APVD. Como regulamos nosso equipamento para identificar um tipo de material o outro pode ter sua identificação prejudicada. Como sabemos, os  $\mu$ TC apresentam como resultado do seu trabalho uma imagem 3D que apenas representa virtualmente o objeto físico. Na tomografia de um livro por exemplo, a imagem da seção transversal pode ser a própria folha, o que facilita a visualização das informações ali contidas. Sendo um pergaminho que está em formato espiralado, diferentemente do livro, os  $\mu$ TC atuais ainda são incapazes em oferecer o acesso as informações através dos softwares neles incorporados. O APVD por nós apresentado, traz uma proposta de solução ao imageamento desses objetos físicos, o qual tem sido o maior problema apresentado em todos os trabalhos que tomamos conhecimento e que ainda não apresentaram soluções automatizadas. O APVD, é um conjunto de algoritmos que desenvolvemos no software MATLAB-Student que mesmo sendo uma versão limitada permitiu plenamente alcançar nosso objetivo. A elaboração dos algoritmos é uma fase caracterizada por ser técnica-criativa, a técnica é a parte mais fácil, quanto a criação, a depender do objetivo a ser alcançado, pode ser extremamente difícil. Sendo esse é o nosso caso.

De maneira resumida o APVD atuou: (1) partindo da imagem da seção transversal do fantoma físico apresentada na Figura 59B percorreu a espiral lendo os valores dos “cumes do relevo”, ou seja, a maior atenuação dos raios X para cada uma das 605 imagens transversais do nosso fantoma físico; (2) gerou 605 matrizes vetores com comprimento igual ao da espiral; (3) justapôs as matrizes vetores e ao final gerou uma imagem. Todo o processo de maneira automática. Para melhor visualização do resultado obtido com aplicação do APVD uma réplica da IFPV, aonde foi aplicado uma ampliação, é apresentada na Figura 89.

Figura 89 - Imagem da Figura 60 com ampliação.



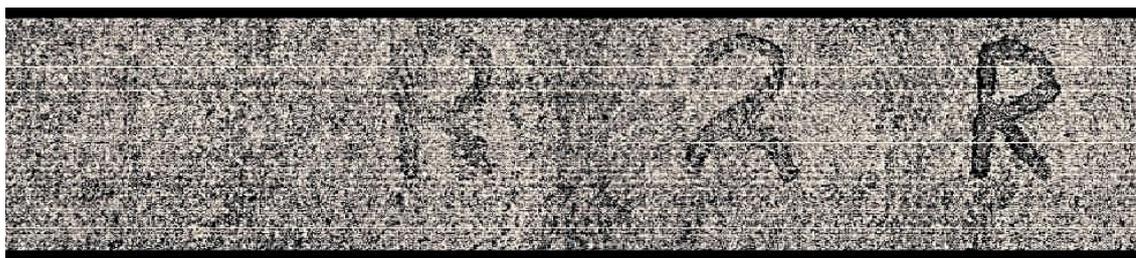
Fonte: Autor.

Podemos ver que os caracteres vão se tornando mais nítidos da esquerda para a direita, o que na espiral do nosso fantoma numérico é o caminho do centro para o exterior. Resultado que já tinha sido antecipado quando da reconstrução em 3D, ver a Figura 55.

Ainda precisamos aprofundar a pesquisa para esclarecer muitas questões como por exemplo, o porquê do caractere “1”, do primeiro par “1R”, ter ficado praticamente imperceptível se comparado com o seu par “R” se são a mesma tinta fato que não se repete no par seguinte de caracteres. Essa diferença pode estar associada a um ou mais fatores, acreditamos que os parâmetros e/ou a arquitetura do micro tomógrafo computadorizado são o mais provável.

Para uma melhor comparação com a imagem do fantoma físico que dá origem a IFPV, aplicamos filtros de tratamento de imagens através do software livre GIMP e apresentamos o resultado na Figura 90.

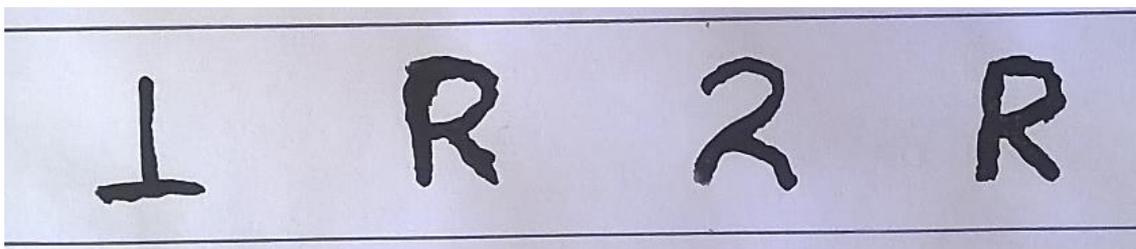
Figura 90 - Imagem da Figura 89 após tratamento no software livre GIMP.



Fonte: Autor.

Por fim, para uma comparação reapresentamos na Figura 91 a fotografia do fantoma físico original.

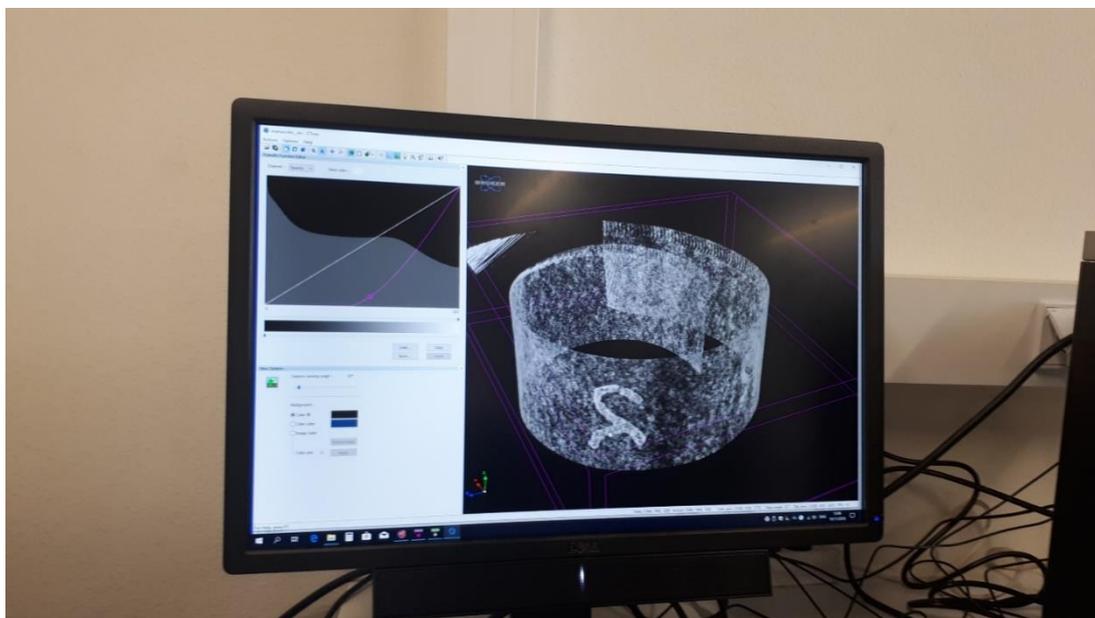
Figura 91 - Imagem da Figura 51 (Tira de papel base) com zoom.



Fonte: Autor.

A fim de comprovar que a aplicação do APDV independe do  $\mu$ TC aonde o escaneamento ocorreu, fizemos a sua aplicação em um escaneamento na Universidade de Aveiro – Portugal, no Departamento de Engenharia Mecânica sob a coordenação da Professora Isabel Maria A. Duarte. A Figura 92 ilustra esse processo.

Figura 92 - Tela do computador acoplado ao Micro TC de bancada SKYSCAN 1275 produzido pela Bruker.



Fonte: Autor.

Podemos verificar na Figura 93 que o resultado obtido é similar ao apresentado na Figura 60, as diferenças no resultado são em decorrência dos equipamentos e seus respectivos parâmetros.

Figura 93 - Imagem após o processamento de planificação virtual no MATLAB-Student.



Fonte: Autor.

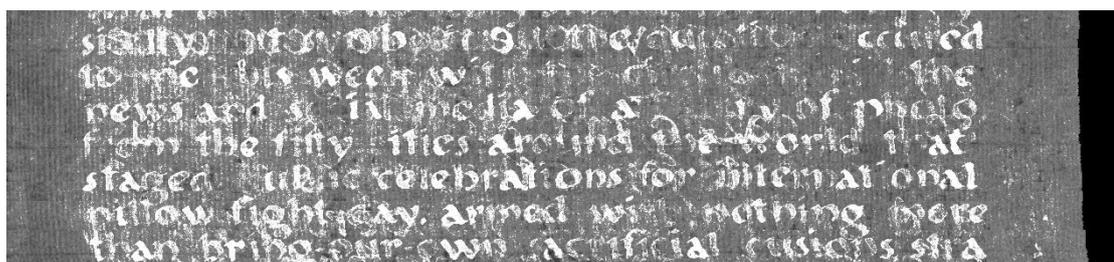
Concomitante ao nosso trabalho procuramos estar atualizado com as divulgações de pesquisas a ele relacionada. Destacamos o desenvolvimento do  $\mu$ TC apresentado pelo Professor Vopálenský e equipe, o equipamento utiliza um duplo emissor de energia que possibilita mitigar uma questão que é crucial na nossa pesquisa: separar no imageamento a tinta ferrogálica do seu suporte e mais, os testes haverem sido aplicados em um fantoma físico similar ao nosso objeto de pesquisa. Ou seja, um simulacro de pergaminho.

Fizemos contato com o Professor Michal Vopálenský e ele gentilmente cedeu alguns dados da sua pesquisa o que nos permitiu transpassar dois pontos fundamentais:

- 1). Termos um fantoma físico o mais representativo de um documento real e em formato espiralado e em condição física bastante exigente para testar o APVD.
- 2). As imagens das fatias transversais do escaneamento serem obtidas com os melhores parâmetros possíveis até a presente data proporcionando um melhor imageamento.

Os dados permitiram testar o APVD em uma situação de extrema exigência pelo fato de o número de páginas do fantoma ser igual a 3, e cada página dar 5 voltas e o diâmetro externo do fantoma ser muito reduzido, cerca de 21 mm, acarretando uma grande aproximação das páginas, ou seja, a quase inexistência de ar entre elas e perfazendo um total de 15 camadas nas espirais das fatias transversais do escaneamento. Esses dados obrigou a criação de mais um algoritmo para unificar os dois emissores de raios X, a esse processo chamamos de AUE. Com os dados tratados pelos nossos algoritmos AUE e APVD obtivemos a IFPV do fantoma do Professor Vopálenský. Na Figura 94 a seguir, vemos a IFPV das fatias de números 0000 a 1350 do escaneamento.

Figura 94 - Imagem Final Planificada Virtualmente – IFPV



Fonte: Autor.

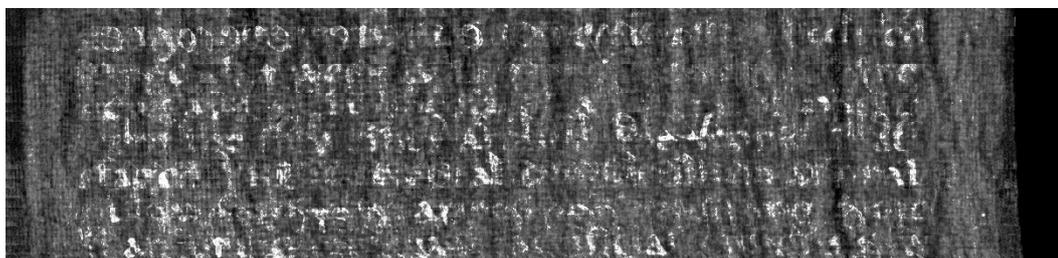
No decorrer da pesquisa percebemos ser possível aprimorar o já excelente resultado obtido se conseguíssemos extrair os dados ainda contidos nas fatias transversais do escaneamento e que o APVD não incluía, não por erro, mas por metodologia.

O nosso algoritmo APVD tem por premissa caminhar sobre a espiral nas fatias transversais do escaneamento dando preferência aos pixels de valores mais alto da espiral representativa do pergaminho ou do pergaminho mais a tinta ferrogálica.

O fato é que quando há bifurcações ou saltos a serem ultrapassados durante o uso da função de binarização do MATLAB-Student que subsidia o APVD para a escolha do melhor caminho essa escolha pode ocasionalmente acarretar pequenos lapsos de informação. Além disso a tinta penetra de forma a se espalhar gerando não uma cordilheira de picos íngremes que possam ser representados por uma sequência único de pixels com o valor mais alto, mas uma sequência de montes com vários pixels de valores representativos iguais. A fim de solucionar essa questão desenvolvemos o conceito de Espiral Binarizada Lateral (EBL) que permite criar novas espirais deslocadas negativamente (sentido interno) ou positivamente (sentido exterior) com referência ao centro da espiral gerada pela função de binarização do MATLAB-Student e assim podermos gerar novos APVD e conseqüentemente novas IFPV que denominamos de IFPV-LN (Lateral Negativa) ou IFPV-LP (Lateral Positiva) como em um efeito de camadas de uma Cebola. A partir da IFPV-LN ou IFPV-LP é possível extrair informações pictóricas com uso de softwares gráficos e melhorar ainda mais a IFPV, porem essa questão foge ao escopo da nossa pesquisa. As EBL podem ser deslocadas em múltiplos de 1 pixel, logo podemos ter deslocamentos por exemplo negativos de 3 pixels ou positivos de 5 pixels.

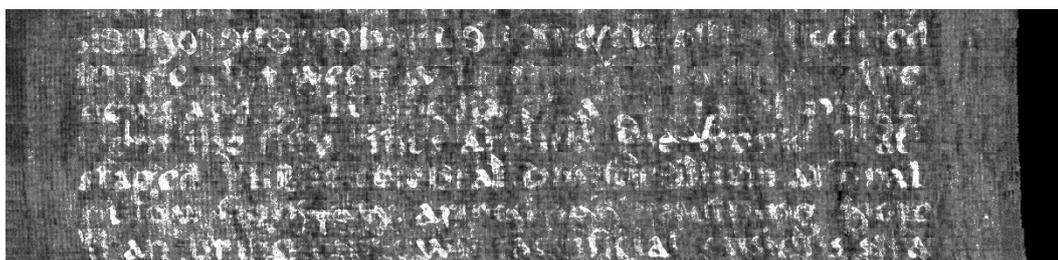
A Figura 95-97 a seguir ilustram as IFPV-LN com deslocamento negativo de 3, 2 e 1 pixel das fatias de números 0000 a 1350 do fantoma do Professor Vopálenský.

Figura 95 - Imagem do IFPV com 3 pixels de deslocamento negativo.



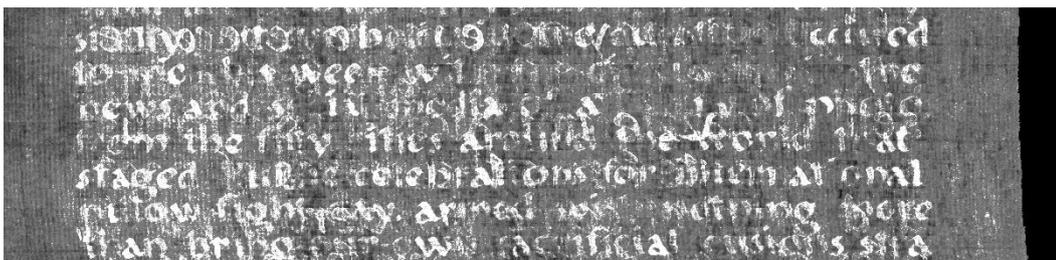
Fonte: Autor.

Figura 96 - Imagem do IFPV com 2 pixels de deslocamento negativo.



Fonte: Autor.

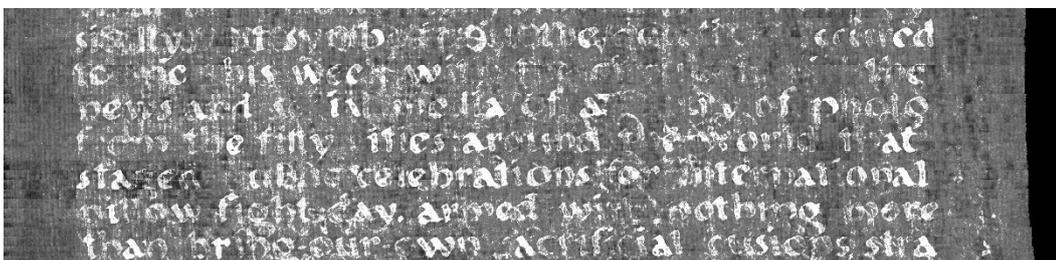
Figura 97 - Imagem do IFPV com 1 pixels de deslocamento negativo.



Fonte: Autor.

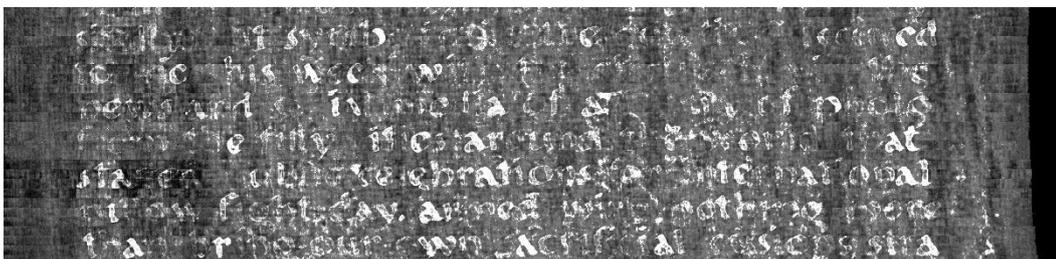
A Figura 98-100 a seguir ilustram as IFPV-LP com deslocamento positivo de 1,2 e 3 pixels das fatias de números 0000 a 1350 do fantoma do Professor Vopálenký.

Figura 98 - Imagem do IFPV com 1 pixels de deslocamento positivo.



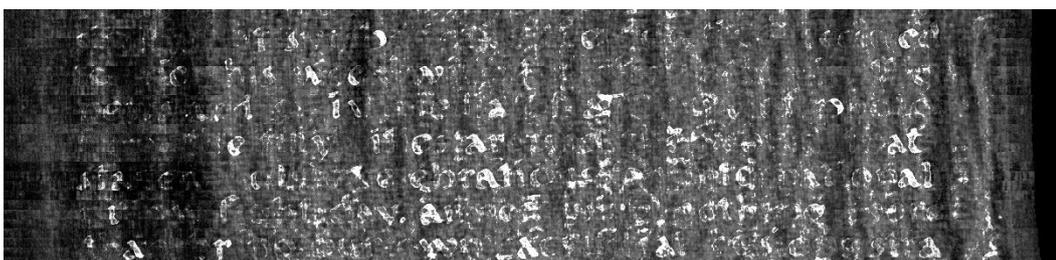
Fonte: Autor.

Figura 99 Imagem do IFPV com 2 pixels de deslocamento positivo.



Fonte: Autor.

Figura 100 - Imagem do IFPV com 3 pixels de deslocamento positivo.



Fonte: Autor.

Embora o nosso algoritmo de APVD seja inspirado no algoritmo publicado no artigo “Virtual Unrolling Using X-Ray Computed Tomography” (ALLEGRA, 2015), verificamos que os diferentes tipos e condições dos documentos pesquisados, exigem não somente diferentes ajustes de parâmetros como até mesmo diferentes procedimentos dentro do algoritmo de APVD.

A versão física dos fantasmas é de fundamental importância para encontrar os ajustes adequados à obtenção de boas imagens. Contudo, ainda é preciso testar papéis com características que se aproximem dos papéis utilizados nos documentos reais.

O processamento de imagens do  $\mu$ TC de raios X somente obterá sucesso se as imagens obtidas dos documentos apresentarem um bom contraste entre os suportes dos documentos e os caracteres grafados. O contraste depende de vários fatores que podem ser agrupados naqueles que envolvem propriedades físicas e químicas dos suportes e das tintas, bem como naqueles parâmetros que são ajustados no equipamento de  $\mu$ TC utilizado. Todos estes parâmetros a serem considerados, diferem significativamente se o suporte do documento é papel ou pergaminho ou ainda se a tinta contém metais ou é a base de carbono. Os novos  $\mu$ TC que estão sendo desenvolvidos prometem mitigar essas questões.

No decorrer desse trabalho participamos com apresentações nos seminários a seguir:

- LBCR2017 - IV Encontro Luso-Brasileiro de Conservação e Restauro.

Figura 101 - Imagem da apresentação do trabalho.



Fonte: Autor.

- IBER2019 - Iberian Joint Meeting on Atomic and Molecular Physics.

Figura 102 - Poster apresentado.

## RETRIEVING INFORMATION FROM CLOSED DOCUMENTS

José Rogério de O. Campos,<sup>1</sup> Ricardo E. de Souza<sup>1,2</sup>

Programa de Pós-Graduação em Ciência de Materiais, Centro de Ciências Exatas e de Natureza, Universidade Federal de Pernambuco, 50070-901, Recife, Brazil. E-mail: rogerio\_compos@yahoo.com  
<sup>1</sup>Laboratório de Hidrometurgia Biomédica, Departamento de Engenharia Biomédica, Centro de Tecnologia e Ciências, Universidade Federal de Pernambuco, 50070-901, Recife, Brazil. E-mail: res.ribe@gmail.com

### ABSTRACT

There are a huge number of closed documents that cannot be opened under penalty of being totally or partially destroyed. These documents consist of materials such as paper, papyrus, parchment, silk, and even metals. The retrieving process of information from these documents requires tomographic techniques in order to get images from their inner structures.

However, few tomographic techniques can be used to obtain images of the internal structure of these documents [1,2]. Different kinds of detection are used to recover a more precise image of the symbols written on it. For better character recognition, in addition to the image reconstruction process an algorithm should produce a map of the real version of the document.

The goal of this work is to develop an algorithm to "reverse the rolled and/or folded documents" for the retrieval of printed information on it. The algorithm should be applicable to any image obtained by any technique that produces images of slices in orthogonal planes to the main axis of the document. The current version of the algorithm was tested with images obtained on three different X-ray scanners. In the case of X-ray tomography the document in roll form is placed vertically and rotated. A horizontal X-ray beam traverses the document and is detected on the opposite side. In this way, projections are detected for a complete rotation of the document.

The reconstruction of the document slice defined by the horizontal plane XY at the height of the beam, is performed through a Radon transform,  $R(x,y)$ . The values of  $R(x,y)$  are higher at ink spots. Thus, the algorithm must "walk" over the image,  $R(x,y)$ , and identify the ink points and then translate this "walk" to a straight line where each point has an intensity proportional to  $R(x,y)$ .

The results obtained from the application of the algorithm in the images produced by three different X-ray scanners, demonstrate that information retrieval is possible. Although the current version of the algorithm still suffers from difficulties such as abrupt change of document course direction as well as closeness of document turns.

### INTRODUCTION

There are a huge number of closed documents that cannot be opened under penalty of being totally or partially destroyed. These documents consist of materials such as paper, papyrus, parchment, silk, and even metals. The retrieving process of information from these documents requires tomographic techniques in order to get images from their inner structures.

However, few tomographic techniques can be used to obtain images of the internal structure of these documents [1,2]. Different kinds of detection are used to recover a more precise image of the symbols written on it. For better character recognition, in addition to the image reconstruction process an algorithm should produce a map of the real version of the document.

The goal of this work is to develop an algorithm to "reverse the rolled and/or folded documents" for the retrieval of printed information on it. The algorithm should be applicable to any image obtained by any technique that produces images of slices in orthogonal planes to the main axis of the document. Its applications around the world are waiting for the development of technologies that allow the retrieval of the information contained in these documents without the need to try to open them physically.

### DISCUSSION

Although we have results from applying DRA to images from three different machines, due to the lack of space, we have selected only results from the Nikon mXCT [2]. Looking at the image from figure 4, one can notice that three of the bar characters spotted out in the document were recovered with good fidelity. The first character of the sequence, "1 R 2 R", is not readable. This result also appeared when we performed this experiment in the Bruker mXCT [3]. Therefore, this failure is not an artifact produced by the first machine. Since DRA is based on procedures that are repeated without distinction between different regions of the image, this failure also cannot be associated with DRA malfunction. A possible explanation is associated to the heliogravity. Albert not apparent on figure 1, the first character, "1", was written using the upper portion of ink in the ink glass and maybe less dense than lower portion of ink, concerning X-ray absorption.

One other class of tests was carried out using images from Hit mXCT [2]. In this case, the proximity between the turns of the document and the abrupt changes in direction of the course of the document caused the malfunction of the DRA. However, a more careful "walk" on document support and an additional pixel interpolation operation produced a rectified document image of reasonable quality.

### KEYWORDS

Retrieving information by tomographic techniques; Visual unrolling of the documents; Opening closed ancient documents.

### CONTACT

Ricardo E. de Souza  
 Permanent address:  
 Universidade Federal de Pernambuco, Brazil  
 Email: res.ribe@gmail.com  
 Phone: +55 81 21267225  
 On sabbatical period (until August 2019) at:  
 Universidade de Évora, Portugal  
 Laboratório HERCULES  
 Email: rivo004@uevora.pt

### REFERENCES

[1] V. Moolali, E. Buc, C. Ferras, D. Dolente, Nature Communications 8, 2015, 5895.  
 [2] C. Nishi, D. Kiyu, S. Maruyama, M. Ushiyama, R. Inoue, M. Fitchika, I. Kumagai, P. Koubeika, JINST 13, 2018, C12006.  
 [3] Hitachi X-ray Computer Tomography machine – mXCT Nikon, XT H 225 ST model, installed at UFPE, Brazil.  
 [4] BRMCT (Bruker, SkyScan 1275 model, Isabel Diana e Nara Almeida, Departamento de Engenharia Médica, Centro de Tecnologia Médica e Instrumentação, ODEN, FEMa, Universidade de Aveiro, Campus Universitario de Santiago, 3810-103 Aveiro, Portugal).  
 [5] mXCT Hitachi (Germany). Tomographic setup arrangement with double energy emitters and detectors, Professor M. Vespignani, Institute of Theoretical and Applied Mechanics of the CNR, Prague, Czech Republic.

Fonte: Autor.

Podemos assim concluir, que os resultados preliminares deste trabalho são muito promissores e produzem esperança da possibilidade de recuperar muitos registros históricos, na forma de documentos em rolo, que apesar de serem guardados com muito cuidado, estão ameaçados de destruição pelo envelhecimento natural dos materiais que suportam as informações.

## REFERÊNCIAS

ALAVA, MIKKO; NISKANEN, KAARLO. The physics of paper, Reports on Progress in Physics, Volume 69, Issue 3, pp. 669-723, 2006.

ALBERTIN, F.; PATERA, A.; JERJEN, I.; HARTMANN, S; PECCENINI, E.; KAPLAN, F.; STAMPANONI, M.; KAUFMANN, R.; MARGARITONDO, G., Virtual Reading of a Large Ancient Handwritten Science Book, Microchemical Journal 125, 185-189, 2016.

ALDO PONCE ET AL., Elucidation of the Fe(III) Gallate Structure in Historical Iron Gall Ink , Analytical Chemistry 88 (10), 5152-5158, 2016

ALLEGRA, D.; CILIBERTO, E.; CILIBERTO, P.; MILOTTA, F. L. M.; PETRILLO, G.; STANCO, F.; TROMBATONE, C. Virtual Unrolling Using X-Ray Computed Tomography, 23rd European Signal Processing Conference (EUSIPCO) Proceedings, p. 2914, 2015.

ANDRADE, G. L.; A corrosão do suporte celulósico pela tinta ferrogálica, Anais da Abracor, X Congresso da ABRACOR - São Paulo - SP, 2000.

ARCHIMEDES PALIMPSEST.

<http://archimedespalimpsest.org/about/imaging/xray-flourescence.php>

BARFOD, G. H.; LARSEN, J. M.; LICHTENBERGER, A.; RAJA, R., Revealing text in a complexly rolled silver scroll from Jerash with computed tomography and advanced imaging software, Scientific Reports. 5. 17765. 10.1038/srep17765, 2015.

BAUM, D.; LINDOW, N.; HEGE, HC.; LEPPER, V.; SIOPI, T.; KUTZ, F.; MAHLOW, K.; MAHNKE, HE., REVEALING HIDDEN TEXT IN ROLLED AND FOLDED POPYRI, Appl. Phys. A (2017) 123: 171, <https://doi.org/10.1007/s00339-017-0808-6>, 2017.

BAUMANN, R.; PORTER, D.C.; SEALES, W.B., The Use of Micro-CT in the Study of Archaeological Artifacts, 2008.

BBC. <https://www.bbc.com/news/magazine-25106956>.

BELLMAN, R. On a Routing Problem. Quarterly of Applied Mathematics, 16(1), 87-90, 1958.

BERGMANN, U., Archimedes Brought to Light, Physics World in January 2009 <https://doi.org/10.1088/2058-7058/20/11/39>, 2009.

BRITISH MUSEUM. [https://en.wikipedia.org/wiki/British\\_Museum\\_Reading\\_Room](https://en.wikipedia.org/wiki/British_Museum_Reading_Room).

BRUKER – Micro-CT for SEM: Nondestructive Measurement and Volume Visualization of Specimens' Internal Microstructure in SEM.

<http://bruker-microct.com/next/SkyScanSEMbrochure.pdf>

BRUKER – 3D X-ray Microscopy.

<https://www.bruker.com/products/microtomography/micro-ct-for-sample-scanning/skyscan-1275/overview.html>

BUKREEVA I. ET AL., Virtual unrolling and deciphering of Herculaneum papyri by X-ray phase-contrast tomography, *Sci. Rep.* 6, 27227; doi: 10.1038/srep27227, 2016.

BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT JR, E. M., BOONE, J. M., 2012, *The Essential Physics Medical Imaging*. 3Ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins.

BUZUG, T. M., 2008, *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

CANTATORE, ANGELA; MÜLLER, PAVEL, *Introduction to computed tomography, Manufacturing Engineering, Department of Mechanical Engineering, Technical University of Denmark*, 2011.

CARMIGNATO, S., DEWULF W., LEACH R., 2018, *Industrial X-Ray Computed Tomography*, Springer International Publishing.

DIJKSTRA, E. W. A note on two problems in connexion with graphs, *Numerische Mathematik*, Volume 1, 269-271, 1959.

FIGUEREDO JUNIOR, J. C. D., *Química Aplicada à Conservação e Restauração de Bens Culturais*, Editora São Jerônimo, 2012.

FRAUNHOFER INSTITUTE FOR INTEGRATED CIRCUITS IIS.  
<https://www.iis.fraunhofer.de/en/ff/zfp.html>

GOLTZ, D.; ATTAS, M.; CLOUTIS, E.; ET AL., Visible (420 – 720 nm) Hyperspectral Imaging Techniques to Assess Inks in Historical Documents, *Restaurator*, 30(3), pp. 199-221, 2009.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E., *Digital Image Processing*, Pearson Prentice Hall, 3rd edition, 2008.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L., *Digital Image Processing – Using MATLAB*, Gatesmark Publishing , 2nd edition, 2009.

HARBOTTLH, T. B., *Dictionary of Quotations Latin*, Londres, p.166 1909.

HUBBELL, J.H.; SELTZER, S.M., *Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1keV to 20MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest*.  
<https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients..>

HSIEH, JIANG., 2009, *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances*, SPIE, Bellingham, Washington – USA.

JANSSENS K., *Non-Invasive and Non-Destructive Examination of Artistic Pigments, Paints, and Paintings by Means of X-Ray Methods*, 2016.

KHARFI, F., *Imaging and Radioanalytical Techniques in Interdisciplinary Research – Fundamentals and Cutting Edge Applications*, INTECH Open Access Publisher, <http://dx.doi.org/10.5772/3426>, 81-106, 2013.

MACFARLANE, R.T. ET AL., *Exploring the Limitations and Advantages of Multi-Spectral Imaging in Papyrology: Darkened, Carbonized, and Palimpsest Papyri*, EIKONOPOIIA. *Digital Imaging of Ancient Textual Heritage*. Proceedings of the international conference Helsinki, 28–29 November, 87-98, 2010.

MARTINS, R. A., 1998, “A Descoberta dos Raios X: O Primeiro Comunicado de Roentgen”, *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 20, n. 4, pp. 373 – 391.

MARTZ, HARRY E., LOGAN, CLINT M., SCHNEBERK, DANIEL J., SHULL, PETER J., 2017, *X-ray Imaging: fundamentals, industrial techniques, and applications*, CRC Press.

MOCELLA, V.; BRUN, E.; FERRERO, C.; DELATTE, D. *Revealing letters in rolled Herculaneum papyri by X-ray phase-contrast imaging*, *Nature Communications*, v. 6, n. 5895, 2015.

MUSEO PAPIROLOGICO. [https://www.museopapirologico.eu/img/phga\\_mp/05/big/11.jpg](https://www.museopapirologico.eu/img/phga_mp/05/big/11.jpg)

POTTS P. J., WEST M. 2008, *Portable X-ray Fluorescence Spectrometry*, The Royal Society of Chemistry.

QUINTANILHA R. C., *Tese - A utilização de Goma Arábica como agente estabilizante de nanocompostos de poli(anilina)*, Universidade Federal do Paraná - Química, 2015.

SAMKO, O.; LAI, Y.; MARSHALL, D.; ROSIN, P. L. *Virtual unrolling and information recovery from scanned scrolled historical documents*, *Pattern Recognition*, v. 47, n. 1, p. 248, 2014.

SCHOOLPHYSICS. <http://www.schoolphysics.co.uk/age16-19/Medical%20physics/>

SEALES, W. B; LIN, Y., *Opaque document imaging: building images of inaccessible texts*, *Tenth IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV'05) Volume 1*, 1, 662-669 Vol. 1, 2005.

SEALES, W. B.; GRIFFIOEN, J.; BAUMANN, R.; FIELD, M., *Analysis of Herculaneum papyri with x-ray computed tomography*, in *International Conference on Nondestructive Investigations and Microanalysis for the Diagnostics and Conservation of Cultural and Environmental Heritage*, Florence, Italy, 2011.

SEALES W. B.; PARKER C.S.; SEGAL M.; TOV E.; SHOR P.; PORATH Y., *From damage to discovery via virtual unwrapping: Reading the scroll from En-Gedi*, *Science Advances*, 2 (9) , art. no. e1601247, 2016.

TAYLOR M. L., SMITH R. L., DOSSING F., FRANICH R. D., *Robust calculation of effective atomic numbers: The Auto-Zeff software*, <https://doi.org/10.1118/1.3689810>, 2012.

TWENGSTRÖM W., 2018, High-resolution biomedical phase-contrast tomography, Doctoral Thesis No. 34, KTH Royal Institute of Technology, Engineering Sciences, Department of Applied Physics, SE-100 44 Stockholm, Sweden.

UHLIR K, GIRONDA M, BOMBELLI L, ET AL., 2018, Rembrandt's Old Woman Praying, 1629/30: A look below the surface using X-ray fluorescence mapping, X-Ray Spectrometry. 1–10.

VOPÁLENSKÝ M.; VAVŘÍK D.; KUMPOVÁ I., Reading closed historical manuscripts using dual-source dual-energy X-Ray tomography, 8th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria, pp. 1-5, 2018.

WILBRINK, D.V., Modeling the in-plane mechanical behavior of paper, A literature survey, Eindhoven University of Technology - Department of Mechanical Engineering - Mechanics of Materials, 2011.

X RAY PHYSICS – Interactive Radiology Physics. <http://xrayphysics.com/index.html>

## APÊNDICE A – DADOS RADIOLÓGICOS DOS ELEMENTOS Z [1–100]

DADOS RADIOLOGICOS DOS ELEMENTOS 1 a 100												
Z	Simbolo	Elemento	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	MASSA (g/mol)	camada K (KeV)	camadas L			K $\alpha_1$ (KeV)	K $\alpha_2$ (KeV)	K $\beta_1$ (KeV)	K $\beta_2$ (KeV)
					L <sub>I</sub> (KeV)	L <sub>II</sub> (KeV)	L <sub>III</sub> (KeV)					
1	H	Hydrogen	8.988E-05	1.008	0.0136	–	–	–	–	–	–	–
2	He	Helium	0.0001785	4.003	0.0246	–	–	–	–	–	–	–
3	Li	Lithium	0.534	6.939	0.0550	–	–	–	0.052	0.052	–	–
4	Be	Beryllium	1.85	9.012	0.115	–	–	0.006	0.109	0.109	–	–
5	B	Boron	2.34	10.811	0.188	–	–	0.005	0.183	0.183	–	–
6	C	Carbon	2.267	12.011	0.282	–	–	0.005	0.277	0.277	–	–
7	N	Nitrogen	0.0012506	14.007	0.397	–	–	0.004	0.393	0.393	–	–
8	O	Oxygen	0.001429	15.999	0.533	–	–	0.008	0.525	0.525	–	–
9	F	Fluorine	0.001696	18.998	0.692	–	–	0.015	0.677	0.677	–	–
10	Ne	Neon	0.0008999	20.179	0.874	–	–	0.026	0.848	0.848	0.858	0.858
11	Na	Sodium	0.971	22.99	1.080	0.06	–	0.039	1.041	1.041	1.071	1.071
12	Mg	Magnesium	1.738	24.312	1.309	0.062	0.08	0.056	1.253	1.253	1.302	1.302
13	Al	Aluminum	2.698	26.982	1.840	0.118	0.076	0.075	1.487	1.486	1.557	1.557
14	Si	Silicon	2.3296	28.086	2.143	0.153	0.101	0.100	1.740	1.739	1.836	1.836
15	P	Phosphorus	1.82	30.974	2.471	0.193	0.130	0.129	2.014	2.013	2.139	2.139
16	S	Sulfur	2.067	32.064	2.824	0.237	0.164	0.163	2.308	2.307	2.464	2.464
17	Cl	Chlorine	0.003214	35.453	3.203	0.286	0.204	0.202	2.622	2.620	2.816	2.816
18	Ar	Argon	0.0017837	39.948	3.607	0.340	0.247	0.245	2.958	2.956	3.19	3.19
19	K	Potassium	0.862	39.102	4.034	0.403	0.296	0.293	3.314	3.311	3.59	3.59
20	Ca	Calcium	1.54	40.08	4.486	0.462	0.346	0.342	3.692	3.688	4.013	4.013
21	Sc	Scandium	2.989	44.958	4.965	0.529	0.400	0.396	4.090	4.086	4.461	4.461

[Continuação]

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

DADOS RADIOLOGICOS DOS ELEMENTOS 1 a 100												
Z	Simbolo	Elemento	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	MASSA (g/mol)	camada K (KeV)	camadas L			K $\alpha_1$ (KeV)	K $\alpha_2$ (KeV)	K $\beta_1$ (KeV)	K $\beta_2$ (KeV)
					L <sub>I</sub> (KeV)	L <sub>II</sub> (KeV)	L <sub>III</sub> (KeV)					
22	Ti	Titanium	4.54	47.9	5.463	0.626	0.460	0.454	4.511	4.505	4.932	4.932
23	V	Vanadium	6.11	50.942	5.987	0.694	0.519	0.511	4.952	4.944	5.427	5.427
24	Cr	Chromium	7.15	51.996	6.537	0.768	0.582	0.572	5.415	5.405	5.947	5.947
25	Mn	Manganese	7.44	54.938	7.112	0.846	0.649	0.638	5.899	5.888	6.49	6.49
26	Fe	Iron	7.874	55.847	7.712	0.929	0.721	0.708	6.404	6.391	7.058	7.058
27	Co	Cobalt	8.86	58.933	8.339	1.016	0.797	0.782	6.930	6.915	7.649	7.649
28	Ni	Nickel	8.912	58.71	8.993	1.109	0.878	0.861	7.478	7.461	8.265	8.265
29	Cu	Copper	8.96	63.54	9.673	1.208	0.965	0.945	8.048	8.028	8.905	8.93
30	Zn	Zinc	7.134	65.37	10.386	1.316	1.057	1.034	8.639	8.616	9.572	9.6581
31	Ga	Gallium	5.907	69.72	11.115	1.426	1.155	1.134	9.252	9.231	10.271	10.3661
32	Ge	Germanium	5.323	72.59	11.877	1.536	1.259	1.228	9.887	9.856	10.983	11.1011
33	As	Arsenic	5.776	74.922	12.666	1.662	1.368	1.333	10.544	10.509	11.727	11.8641
34	Se	Selenium	4.809	78.96	13.483	1.791	1.485	1.444	11.222	11.181	12.496	12.6521
35	Br	Bromine	3.122	79.909	14.330	1.923	1.605	1.559	11.924	11.878	13.292	13.4701
36	Kr	Krypton	0.003733	83.8	15.202	2.067	1.732	1.680	12.650	12.598	14.113	14.3151
37	Rb	Rubidium	1.532	85.47	16.106	2.217	1.866	1.806	13.396	13.336	14.962	15.1851
38	Sr	Strontium	2.64	87.62	17.037	2.372	2.008	1.940	14.166	14.098	15.836	16.0851
39	Y	Yttrium	4.469	88.905	17.997	2.535	2.155	2.079	14.958	14.882	16.737	17.0151
40	Zr	Zirconium	6.506	91.22	18.985	2.698	2.305	2.227	15.770	15.692	17.662	17.9631
41	Nb	Niobium	8.57	92.906	20.002	2.867	2.464	2.370	16.615	16.521	18.623	18.9471
42	Mo	Molybdenum	10.22	95.94	21.048	3.047	2.628	2.523	17.479	17.374	19.608	19.960
43	Tc	Technetium	11.5	99	22.123	3.230	2.797	2.681	18.367	18.251	20.619	21.002
44	Ru	Ruthenium	12.37	101.7	23.229	3.421	2.973	2.844	19.279	19.150	21.656	22.072

[Continuação]

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

DADOS RADIOLOGICOS DOS ELEMENTOS 1 a 100

Z	Símbolo	Elemento	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	MASSA (g/mol)	camada K (KeV)	camadas L			K $\alpha_1$ (KeV)	K $\alpha_2$ (KeV)	K $\beta_1$ (KeV)	K $\beta_2$ (KeV)
						L <sub>I</sub> (KeV)	L <sub>II</sub> (KeV)	L <sub>III</sub> (KeV)				
45	Rh	Rhodium	12.41	102.905	24.365	3.619	3.156	3.013	20.216	20.073	22.723	23.173
46	Pd	Palladium	12.02	106.4	25.531	3.822	3.344	3.187	21.178	21.021	23.819	24.303
47	Ag	Silver	10.501	107.87	26.727	4.034	3.540	3.368	22.163	21.991	24.943	25.463
48	Cd	Cadmium	8.69	112.4	27.953	4.250	3.742	3.554	23.173	22.985	26.095	26.653
49	In	Indium	7.31	114.82	29.211	4.475	3.951	3.744	24.209	24.002	27.275	27.872
50	Sn	Tin	7.287	118.69	30.499	4.706	4.167	3.939	25.272	25.044	28.491	29.122
51	Sb	Antimony	6.685	121.75	31.817	4.942	4.389	4.140	26.359	26.110	29.725	30.402
52	Te	Tellurium	6.232	127.6	33.168	5.186	4.616	4.345	27.472	27.201	30.995	31.712
53	I	Iodine	4.93	126.904	34.551	5.442	4.851	4.556	28.612	28.317	32.295	33.054
54	Xe	Xenon	0.005887	131.3	35.966	5.700	5.092	4.772	29.779	29.459	33.625	34.428
55	Cs	Cesium	1.873	132.905	38.894	6.235	5.341	4.993	30.973	30.625	34.985	35.833
56	Ba	Barium	3.594	137.34	40.410	6.516	5.597	5.220	32.194	31.817	36.378	37.270
57	La	Lanthanum	6.145	138.91	41.958	6.802	5.860	5.452	33.442	33.034	37.802	38.739
58	Ce	Cerium	6.77	140.12	43.538	7.095	6.131	5.690	34.720	34.279	39.258	40.243
59	Pr	Praseodymium	6.773	140.907	45.152	7.398	6.408	5.932	36.026	35.550	40.748	41.778
60	Nd	Neodymium	7.007	144.24	46.801	7.707	6.691	6.177	37.361	36.847	42.272	43.345
61	Pm	Promethium	7.26	145	48.486	8.024	6.981	6.427	38.725	38.171	43.825	44.947
62	Sm	Samarium	7.52	150.35	50.207	8.343	7.278	6.683	40.118	39.523	45.413	46.584
63	Eu	Europium	5.243	151.96	51.965	8.679	7.584	6.944	41.542	40.902	47.036	48.256
64	Gd	Gadolinium	7.895	157.25	53.761	9.013	7.898	7.211	42.996	42.309	48.696	49.964
65	Tb	Terbium	8.229	158.924	55.593	9.365	8.221	7.484	44.481	43.744	50.382	51.709
66	Dy	Dysprosium	8.55	162.5	57.464	9.725	8.553	7.762	45.999	45.208	52.119	53.491
67	Ho	Holmium	8.795	164.93	59.374	10.097	8.894	8.046	47.547	46.699	53.878	55.308
68	Er	Erbium	9.066	167.26	61.322	10.479	9.243	8.336	49.128	48.221	55.681	57.164

[Continuação]

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

DADOS RADIOLOGICOS DOS ELEMENTOS 1 a 100

Z	Símbolo	Elemento	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	MASSA (g/mol)	camada K (KeV)	camadas L			K $\alpha_1$ (KeV)	K $\alpha_2$ (KeV)	K $\beta_1$ (KeV)	K $\beta_2$ (KeV)
						L <sub>I</sub> (KeV)	L <sub>II</sub> (KeV)	L <sub>III</sub> (KeV)				
69	Tm	Thulium	9.321	168.934	63.311	10.869	9.601	8.632	50.742	49.773	57.513	59.059
70	Yb	Ytterbium	6.965	173.04	65.345	11.262	9.968	8.933	52.389	51.354	59.374	60.991
71	Lu	Lutetium	9.84	174.97	67.405	11.672	10.346	9.241	54.070	52.965	61.286	62.960
72	Hf	Hafnium	13.31	178.49	69.517	12.092	10.734	9.555	55.790	54.611	63.236	64.973
73	Ta	Tantalum	16.654	180.948	71.670	12.522	11.128	9.872	57.533	56.277	65.221	67.011
74	W	Tungsten	19.25	183.85	73.869	12.968	11.535	10.199	59.318	57.982	67.244	69.100
75	Re	Rhenium	21.02	186.2	76.111	13.416	11.952	10.530	61.140	59.718	69.309	71.230
76	Os	Osmium	22.61	190.2	78.400	13.880	12.382	10.868	63.001	61.487	71.416	73.404
77	Ir	Iridium	22.56	192.2	80.729	14.353	12.824	11.215	64.896	63.287	73.560	75.620
78	Pt	Platinum	21.46	195.09	83.109	14.835	13.277	11.568	66.832	65.123	75.751	77.883
79	Au	Gold	19.282	196.967	83.532	15.344	13.739	11.925	68.804	66.990	77.985	80.182
80	Hg	Mercury	13.5336	200.5	88.008	15.863	14.215	12.290	70.819	68.894	80.261	82.532
81	Tl	Thallium	11.85	204.37	90.540	16.391	14.700	12.660	72.872	70.832	82.575	84.924
82	Pb	Lead	11.342	207.19	93.113	16.940	15.204	13.039	74.969	72.804	84.936	87.367
83	Bi	Bismuth	9.807	208.98	95.730	17.495	15.725	13.422	77.118	74.815	87.354	89.866
84	Po	Polonium-209	9.32	208.98	98.402	18.047	16.250	13.812	79.301	76.863	89.801	92.403
85	At	Astatine-210	7	209.983	101.131	18.630	16.787	14.207	81.523	78.943	92.302	94.983

[Continuação]

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

DADOS RADIOLOGICOS DOS ELEMENTOS 1 a 100

Z	Simbolo	Elemento	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	MASSA (g/mol)	camada K	camadas L			K $\alpha_1$ (KeV)	K $\alpha_2$ (KeV)	K $\beta_1$ (KeV)	K $\beta_2$ (KeV)
					(KeV)	L <sub>1</sub> (KeV)	L <sub>2</sub> (KeV)	L <sub>3</sub> (KeV)				
86	Rn	Radon-222	0.00973	222.018	103.909	19.222	17.337	14.609	83.793	81.065	94.866	97.617
87	Fr	Francium-223	1.87	223.02	106.738	19.823	17.900	15.017	86.114	83.231	97.477	100.306
88	Ra	Radium-226	5.5	226.025	109.641	20.449	18.475	15.433	88.476	85.434	100.130	103.039
89	Ac	Actinium-227	10.07	227.028	112.599	21.088	19.063	15.854	90.884	87.675	102.846	105.837
90	Th	Thorium-232	11.72	232.038	115.606	21.757	16.689	16.283	93.358	89.952	105.611	108.690
91	Pa	Protactinium-231	15.37	231.036	118.678	22.427	20.312	16.716	95.883	92.287	108.435	111.606
92	U	Uranium-238	18.95	238.051	121.818	23.097	20.947	17.166	98.440	94.659	111.303	114.561
93	Np	Neptunium-237	20.45	237.048	125.027	23.773	21.601	17.610	101.068	97.077	114.243	117.591
94	Pu	Plutonium-239	19.84	239.052	128.220	24.460	22.266	18.057	103.761	99.552	117.261	120.703
95	Am	Americium-241	13.69	241.05	131.590	25.275	22.944	18.504	106.523	102.083	120.360	123.891
96	Cm	Curium-247	13.51	247.07	135.960	26.110	23.779	18.930	109.290	104.441	123.423	127.066
97	Bk	Berkelium-247	14.79	247.07	139.490	26.900	24.385	19.452	112.138	107.205	126.663	130.355
98	Cf	Californium-251	15.1	251.08	143.090	27.700	25.250	19.930	116.030	110.710	130.851	134.681
99	Es	Einsteinium-252	13.5	252.083	146.780	28.530	26.020	20.410	119.080	113.470	134.238	138.169
100	Fm	Fermium-257	-	257.095	150.540	29.380	26.810	20.900	122.190	116.280	137.693	141.724

Fonte: (BUSHBERG, 2012).

## APÊNDICE B – ALGORITMO AUE

AUE - Algoritmo para Unificação das Emissões de Raios X em Alta e Baixa Voltagem.

INPI: Nº 512021000675-5 em 08/04/2021.

Código-fonte do programa.

```
% =====
% AUE - Algoritmo para Unificação das Emissões de Raios X em Alta e Baixa Voltagem.
% obs: uso em MATLAB.
% ===== Início =====

global UE1;
global UE2;
global UE3;
global UE4;
global UE5;

global PH1;
global PH2;
global PH3;

aue_gui_01;
uiwait;

tm = [datetime('now')];

srcFiles1 = dir(strcat(PH1, '*.tif'));
srcFiles2 = dir(strcat(PH2, '*.tif'));
D = dir([PH1, '*.tif']);

num = length(D(not([D.isdir])))

count = 1;
for i = 1 : num
filename = strcat(PH1, '\', srcFiles1(i).name);
M16_40 = imread(filename);

filename = strcat(PH2, '\', srcFiles2(i).name);
M16_120 = imread(filename);

M40_db = im2double(M16_40);
M120_db = im2double(M16_120);

M2 = M40_db;

M120_db(M120_db >= UE1) = 0.0;

M1 = imsubtract(UE2*M40_db, UE3*M120_db);

M2(M2 <= UE4) = 0.0;
M = imadd(M1, UE5*M2);

imwrite(im2uint16(M), [strcat(PH3, '\', 'UNIAO_', num2str(i-1, '%04d'), '.tif)], 'tif',
'Compression','packbits','Resolution',508);
clc
count = count + 1
```

```

end

tm
datetime('now')

% =====
function aue_gui_01()

    global UE1;
    global UE2;
    global UE3;
    global UE4;
    global UE5;

    global PH1;
    global PH2;
    global PH3;

    esc1 = 0; esc2 = 0; esc3 = 0; esc4 = 0;

    h.f = figure('Name', 'Espirais Laterais', 'NumberTitle', 'off', 'Resize', 'off', 'Units', 'pixels', 'Position',
    [600,400,400,200], 'ToolBar', 'none', 'MenuBar', 'none', 'Color', 'b');

    h.t = uicontrol(h.f,'Style','text','String','Selecione os Diretórios.', 'Position',[60 171 130 15]);
    h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[210,170,70,20],'string','Baixo kV',
    'callback',@d1_call);
    h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[210,140,70,20],'string','Alto kV',
    'callback',@d2_call);
    h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[210,110,70,20],'string','Destino',
    'callback',@d3_call);
    h.t = uicontrol(h.f,'Style','text','String','Selecione os Parâmetros.', 'Position',[60 81 130 15]);
    h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[210,80,70,20],'string','Parâmetros',
    'callback',@d4_call);
    h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[170,30,70,20],'string','OK', 'callback',@d5_call);

    function d1_call(varargin)
        folder1 = uigetdir('C:\Unrolled\MicroCT\Aux_img', 'Diretório Baixo kV ');
        PH1 = folder1
        esc1 = 1
    end
    function d2_call(varargin)
        folder2 = uigetdir('C:\Unrolled\MicroCT\Aux_img', 'Diretório Alto kV');
        PH2 = folder2
        esc2 = 1
    end
    function d3_call(varargin)
        folder3 = uigetdir('C:\Unrolled\MicroCT\Aux_img', 'Diretório Destino');
        PH3 = folder3
        esc3 = 1
    end

    function d4_call(varargin)
        prompt ={'Ponto de Corte na Alta Voltagem - padrão [1.00]. ', '% da Baixa Voltagem - padrão [1.00 =
100%]', '% da Alta Voltagem - padrão [1.00 = 100%].', 'Ponto de Corte na Baixa Voltagem - padrão [0.00]. ', '%
de Baixa Voltagem na Soma - padrão [0.00]. '};
        dlg_title = 'Parametros de Unificação';
        dims = [1 60];
        definput = {'1.00','1.00','1.00','0.00','0.00'};
        awr = inputdlg(prompt, dlg_title, dims, definput);

```

```
    UE1 = str2double(awr{1,1})
    UE2 = str2double(awr{2,1})
    UE3 = str2double(awr{3,1})
    UE4 = str2double(awr{4,1})
    UE5 = str2double(awr{5,1})
    esc4 = 1
end

function d5_call(varargin)
    if esc1 == 0
        disp('Defina Baixo kV')
    elseif esc2 == 0
        disp('Defina Alto kV')
    elseif esc3 == 0
        disp('Defina Destino kV')
    elseif esc4 == 0
        disp('Defina Parâmetros')
    end
    if (esc1 == 1) && (esc2 == 1) && (esc3 == 1) && (esc4 == 1)
        closereq;
        uiresume;
        closereq;
    end
end
end

%=====
% AUE - Algoritmo para Unificação das Emissões de Raios X em Alta e Baixa Voltagem.
%===== Fim =====
```

## APÊNDICE C – ALGORITMO APVD

APVD - Algoritmo para Planificação Virtual de Documentos.

INPI: Nº 512021000673-9 em 07/04/2021.

Código-fonte do programa.

```
% =====
% APVD - Algoritmo para Planificação Virtual de Documentos.
% obs: uso em MATLAB.
% ===== Início=====

global PE1r;
global PE1c;
global PE2r;
global PE2c;

global contador;
global TB;
global M0;
global M1;
global M3;
global T5_a;
global T5_a2;

global PE3r;
global PE3c;
global PE4r;
global PE4c;

global MR_1;
global MR_2;
global MR_3;
global MR_4;
global MR_5;
global MR_6;
global MR_7;
global MR_8;
global MR_9;

global MR_1N;
global MR_2N;
global MR_3N;
global MR_4N;
global MR_5N;
global MR_6N;
global MR_7N;
global MR_8N;
global MR_9N;

global T6_b_1;
global T6_b_2;
global T6_b_3;
global T6_b_4;
global T6_b_5;
global T6_b_6;
global T6_b_7;
```

```

global T6_b_8;
global T6_b_9;

global T6_b_1N;
global T6_b_2N;
global T6_b_3N;
global T6_b_4N;
global T6_b_5N;
global T6_b_6N;
global T6_b_7N;
global T6_b_8N;
global T6_b_9N;

global EL1;
global EL2;
global EL3;
global EL4;
global EL5;
global EL6;
global EL7;
global EL8;
global EL9;

global ELN1;
global ELN2;
global ELN3;
global ELN4;
global ELN5;
global ELN6;
global ELN7;
global ELN8;
global ELN9;

global PH0;
global PH1;
global PH2;

apvd_gui_03;
uiwait;

tm = [datetime('now')];

srcFiles0 = dir(strcat(PH0, '*.*.tif'));
D0 = dir([PH0, '*.*.tif']);
num0 = length(D0(not([D0.isdir])))

srcFiles1 = dir(strcat(PH1, '*.*.tif'));
D1 = dir([PH1, '*.*.tif']);
num1 = length(D1(not([D1.isdir])))

if isequal(num0, num1) == 0;
    return
end

contador = 0;
TB = zeros (1,13100, 'double');
for i = 1 : num0;

    filename0 = strcat(PH0, '\', srcFiles0(i).name);
    Mbase0 = imread(filename0);

```

```

M0 = mat2gray(Mbase0);

filename1 = strcat(PH1, '\', srcFiles1(i).name);
Mbase1 = imread(filename1);

M1 = mat2gray(Mbase1);

MG = imgaussfilt(M1, 0.01); % default 0.50

M2a = imbinarize(MG, 'adaptive', 'Sensitivity', 0.10); % Thresh Local Otsu

M2b = bwareaopen(M2a, 30); % limpa area com valor menor que o definido em Pixel.

se = strel('disk', 5); % Expande a espiral segundo forma e tamanho com valor '1'.
M2c = imdilate(M2b, se);

M2d = bwmorph(M2c, 'thin', Inf); % afina sem quebra.

M3 = bwmorph(M2d, 'spur', 20); % limpa os galhos.

lc = size(M3);
matrix_chk_03a(lc(1,1),lc(1,2));

matrix_lat_03_1();
matrix_lat_03_2();
matrix_lat_03_3();
matrix_lat_03_4();
matrix_lat_03_5();
matrix_lat_03_6();
matrix_lat_03_7();
matrix_lat_03_8();
matrix_lat_03_9();

matrix_lat_03_1N();
matrix_lat_03_2N();
matrix_lat_03_3N();
matrix_lat_03_4N();
matrix_lat_03_5N();
matrix_lat_03_6N();
matrix_lat_03_7N();
matrix_lat_03_8N();
matrix_lat_03_9N();

if EL1 == 1;
lc = size(MR_1);
matrix_chk_03b_1(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL2 == 1;
lc = size(MR_2);
matrix_chk_03b_2(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL3 == 1;
lc = size(MR_3);
matrix_chk_03b_3(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL4 == 1;

```

```

lc = size(MR_4);
matrix_chk_03b_4(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL5 == 1;
    lc = size(MR_5);
matrix_chk_03b_5(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL6 == 1;
    lc = size(MR_6);
matrix_chk_03b_6(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL7 == 1;
lc = size(MR_7);
matrix_chk_03b_7(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL8 == 1;
    lc = size(MR_8);
matrix_chk_03b_8(lc(1,1),lc(1,2));
end
if EL9 == 1;
    lc = size(MR_9);
matrix_chk_03b_9(lc(1,1),lc(1,2));
end

if ELN1 == 1;
lc = size(MR_1N);
    matrix_chk_03b_1N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN2 == 1;
lc = size(MR_2N);
    matrix_chk_03b_2N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN3 == 1;
lc = size(MR_3N);
    matrix_chk_03b_3N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN4 == 1;
lc = size(MR_4N);
    matrix_chk_03b_4N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN5 == 1;
lc = size(MR_5N);
    matrix_chk_03b_5N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN6 == 1;
lc = size(MR_6N);
    matrix_chk_03b_6N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN7 == 1;
lc = size(MR_7N);
    matrix_chk_03b_7N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN8 == 1;
lc = size(MR_8N);
    matrix_chk_03b_8N(lc(1,1),lc(1,2));
end
if ELN9 == 1;
lc = size(MR_9N);
    matrix_chk_03b_9N(lc(1,1),lc(1,2));
end

```

```
end
```

```
    clc
    contador = contador + 1
end
```

```
imwrite(im2uint16(T5_a), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EP_Bin.tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
imwrite(im2uint16(T5_a2), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EP_Fonte.tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
```

```
if EL1 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_1), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(1).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL2 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_2), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(2).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL3 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_3), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(3).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL4 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_4), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(4).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL5 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_5), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(5).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL6 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_6), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(6).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL7 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_7), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(7).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL8 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_8), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(8).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if EL9 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_9), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(9).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end
```

```
if ELN1 == 1;
```

```

    imwrite(im2uint16(T6_b_1N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(1N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN2 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_2N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(2N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN3 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_3N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(3N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN4 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_4N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(4N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN5 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_5N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(5N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN6 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_6N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(6N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN7 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_7N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(7N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN8 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_8N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(8N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

if ELN9 == 1;
    imwrite(im2uint16(T6_b_9N), [strcat(PH2, '\',
'Espiral_nv_EL(9N).tif)], 'tif', 'Compression', 'packbits', 'Resolution', 508);
end

tm
datetime('now')

% =====
function apvd_gui_03()

global EL1;
global EL2;
global EL3;
global EL4;
global EL5;
global EL6;
global EL7;
global EL8;
global EL9;

```

```

global ELN1;
global ELN2;
global ELN3;
global ELN4;
global ELN5;
global ELN6;
global ELN7;
global ELN8;
global ELN9;

global PH0;
global PH1;
global PH2;

esc0 = 0; esc1 = 0; esc2 = 0;

h.f = figure('Name', 'Espirais Laterais', 'NumberTitle', 'off', 'Resize', 'off', 'Units', 'pixels', 'Position',
[550,200,425,400], 'ToolBar', 'none', 'MenuBar', 'none', 'Color', 'b');
h.t = uicontrol(h.f,'Style','text','String','Seleçione os Diretórios.', 'Position',[60 351 130 15]);
h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[240,350,170,20],'string','Fatia (Slice) do
Escaneamento', 'callback',@d0_call);
h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[240,320,170,20],'string','Espiral Individual',
'callback',@d1_call);
h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[240,290,70,20],'string','IFVP', 'callback',@d2_call);
h.p = uicontrol('style','pushbutton','units','pixels', 'position',[180,50,70,20],'string','OK', 'callback',@d3_call);

function d0_call(varargin)
    folder0 = uigetdir('C:\Unrolled\MicroCT\Aux_img', 'Seleçione Diretório da Fatia (Slice) do
Escaneamento');
    PH0 = folder0
    esc0 = 1
end

function d1_call(varargin)
    folder1 = uigetdir('C:\Unrolled\MicroCT\Aux_img', 'Seleçione Diretório da Espiral Individual');
    PH1 = folder1
    esc1 = 1
end

function d2_call(varargin)
    folder2 = uigetdir('C:\Unrolled\MicroCT\Aux_img', 'Seleçione Diretório para a IFVP');
    PH2 = folder2
    esc2 = 1
end

h.c(1) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[30,230,110,15],'string','1ª Esp. P');
h.c(2) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[160,230,110,15],'string','2ª Esp. P');
h.c(3) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[290,230,110,15],'string','3ª Espiral');
h.c(4) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[30,210,110,15],'string','4ª Esp. P');
h.c(5) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[160,210,110,15],'string','5ª Esp. P');
h.c(6) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[290,210,110,15],'string','6ª Esp. P');
h.c(7) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[30,190,110,15],'string','7ª Esp. P');
h.c(8) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[160,190,110,15],'string','8ª Esp. P');
h.c(9) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[290,190,110,15],'string','9ª Esp. P');

h.c(10) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[30,150,110,15],'string','1ª Esp. N');
h.c(11) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[160,150,110,15],'string','2ª Esp. N');
h.c(12) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[290,150,110,15],'string','3ª Esp. N');
h.c(13) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[30,130,110,15],'string','4ª Esp. N');
h.c(14) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[160,130,110,15],'string','5ª Esp. N');
h.c(15) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[290,130,110,15],'string','6ª Esp. N');

```

```

h.c(16) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[30,110,110,15],'string','7ª Esp. N');
h.c(17) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[160,110,110,15],'string','8ª Esp. N');
h.c(18) = uicontrol('style','checkbox','units','pixels', 'position',[290,110,110,15],'string','9ª Esp. N');

function d3_call(varargin)
    EL1 = get(h.c(1),'Value');
    EL2 = get(h.c(2),'Value');
    EL3 = get(h.c(3),'Value');
    EL4 = get(h.c(4),'Value');
    EL5 = get(h.c(5),'Value');
    EL6 = get(h.c(6),'Value');
    EL7 = get(h.c(7),'Value');
    EL8 = get(h.c(8),'Value');
    EL9 = get(h.c(9),'Value');

    ELN1 = get(h.c(10),'Value');
    ELN2 = get(h.c(11),'Value');
    ELN3 = get(h.c(12),'Value');
    ELN4 = get(h.c(13),'Value');
    ELN5 = get(h.c(14),'Value');
    ELN6 = get(h.c(15),'Value');
    ELN7 = get(h.c(16),'Value');
    ELN8 = get(h.c(17),'Value');
    ELN9 = get(h.c(18),'Value');

    if esc0 == 0
        disp('Defina diretório da Fatia (Slice) do Escaneamento')
    elseif esc1 == 0
        disp('Defina diretório da Espiral Individual')
    elseif esc2 == 0
        disp('Defina diretório da IFVP')
    end

    if (esc0 == 1) && (esc1 == 1) && (esc2 == 1)
        closereq;
        uiresume;
        closereq;
    end
end

% =====
function matrix_chk_03a(m,n)

global PE1r;
global PE1c;
global PE2r;
global PE2c;

global contador;
global TB;
global M0;
global M1;
global M3;
global T5_a;
global T5_a2;

% ++++++++ Cria a matrix "CK" e importa matrix "M3"
CK = zeros(m,n);
CK = evalin('base', 'M3');
```

```

contador2 = 1;

% ++++++++ Checa a vizinhança e acha a coordenada dos extremos da espiral.
for l=2:m-1;
    for c=2:n-1;
        if CK(l,c) == 1;

            % ++++++++ Teste da Soma dos Vizinhos
            TSV = CK(l-1,c-1)+CK(l-1,c)+CK(l-1,c+1)+CK(l,c-1) ...
                +CK(l,c+1)+CK(l+1,c-1)+CK(l+1,c)+CK(l+1,c+1);

            % ++++++++ Teste da Soma da Multiplicação dos vizinhos
            TSMV = [CK(l-1,c-1)*CK(l-1,c)]+[CK(l-1,c)*CK(l-1,c+1)] ...
                +[CK(l-1,c+1)*CK(l,c+1)]+[CK(l,c+1)*CK(l+1,c+1)] ...
                +[CK(l+1,c+1)*CK(l+1,c)]+[CK(l+1,c)*CK(l+1,c-1)] ...
                +[CK(l+1,c-1)*CK(l,c-1)]+[CK(l,c-1)*CK(l-1,c-1)];

            if TSV == 1;
                linearindex = sub2ind(size(CK), l, c);
                VetorIdx = linearindex;
                Valor_Idx = CK(linearindex);
                [row col] = ind2sub(size(CK), linearindex);

                if contador2 == 1;
                    [PE1] = [row col];
                    PE1r = PE1(1);
                    PE1c = PE1(2);
                    contador2 = contador2 + 1;
                else;
                    [PE2] = [row col];
                    PE2r = PE2(1);
                    PE2c = PE2(2);
                    contador2 = contador2 + 1;
                end
            end
        end

        if TSV == 2;
            if TSMV == 1;
                linearindex = sub2ind(size(CK), l, c);
                VetorIdx = linearindex;
                Valor_Idx = CK(linearindex);
                [row col] = ind2sub(size(CK), linearindex);

                if contador2 == 1;
                    [PE1] = [row col];
                    PE1r = PE1(1);
                    PE1c = PE1(2);
                    contador2 = contador2 + 1;
                else;
                    [PE2] = [row col];
                    PE2r = PE2(1);
                    PE2c = PE2(2);
                    contador2 = contador2 + 1;
                end
            end
        end
    end
end
end
end
end
end

```

```

% ++++++++ Percorre a espiral
Xs_a = PE1c;
Ys_a = PE1r;
Xf_a = PE2c;
Yf_a = PE2r;

M_graph = binaryImageGraph(M3);
M_graph.Edges(1:5,:);

start_node = find((M_graph.Nodes.y == Ys_a) & (M_graph.Nodes.x == Xs_a));
finish_node = find((M_graph.Nodes.y == Yf_a) & (M_graph.Nodes.x == Xf_a));

p_a = shortestpath(M_graph,start_node,finish_node);

T1_a = M_graph.Nodes(p_a(1:end),:);
T2_a = T1_a(:,end);
T3_a = table2array(T2_a);

% ++++++++ Matriz Binária
T4_a = M1(T3_a(1:end,1));

LB_a = length(TB);
LT_a = length(T4_a);
LC_a = LB_a - LT_a;
LZ_a = zeros(1,LC_a);
LF_a = horzcat(T4_a,LZ_a);

if contador == 0;
    T5_a = LF_a;
else;
    T5_a = vertcat(T5_a,LF_a);
end

% ++++++++ Matriz Fonte
T4_a2 = M0(T3_a(1:end,1));

LB_a2 = length(TB);
LT_a2 = length(T4_a2);
LC_a2 = LB_a2 - LT_a2;
LZ_a2 = zeros(1,LC_a2);
LF_a2 = horzcat(T4_a2,LZ_a2);

if contador == 0;
    T5_a2 = LF_a2;
else;
    T5_a2 = vertcat(T5_a2,LF_a2);
end

end

% =====
% APVD - Algoritmo para Planificação Virtual de Documentos.
% ===== Fim =====

```