

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS
E NUCLEARES**

WELLINGTON DA SILVA CARVALHO

**CARACTERIZAÇÃO DE PASTILHAS DE HIDROXIAPATITA POR
MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE RAIOS X VISANDO A
CONSTRUÇÃO DE UM FANTOMA DE TECIDO ÓSSEO DE BAIXO CUSTO**

Recife

2018

WELLINGTON DA SILVA CARVALHO

**CARACTERIZAÇÃO DE PASTILHAS DE HIDROXIAPATITA POR
MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE RAIOS X VISANDO A
CONSTRUÇÃO DE UM FANTOMA DE TECIDO ÓSSEO DE BAIXO CUSTO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós- Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Celso Dantas Antonino

Orientador externo: Prof. Dr. Richard John Reck

Coorientador: Prof. Dr. Fernando José Ribeiro Sales

Recife

2018

Catálogo na fonte

Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

C331c Carvalho, Wellington da Silva.

Caracterização de pastilhas de hidroxiapatita por microtomografia computadorizada de raios X visando a construção de um fantoma de tecido ósseo de baixo custo. / Wellington da Silva Carvalho. - Recife, 2018.

83 f.: il., figs., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Celso Dantas Antonino.

Coorientador: Prof. Dr. Fernando José Ribeiro Sales.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2018.

Inclui referências, apêndices e anexo.

1. Engenharia Nuclear. 2. Hidroxiapatita. 3. Fantoma. 4. Microtomografia. I. Antonino, Antonio Celso Dantas, orientador. II. Sales, Fernando José Ribeiro, coorientador. III. Título.

UFPE

CDD 621.48 (22. ed.)

BDEN/2018-32

WELLINGTON DA SILVA CARVALHO

**CARACTERIZAÇÃO DE PASTILHAS DE HIDROXIAPATITA POR
MICROTOMOGRÁFIA COMPUTADORIZADA DE RAIOS X VISANDO A
CONSTRUÇÃO DE UM FANTOMA DE TECIDO ÓSSEO DE BAIXO CUSTO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

APROVADA EM: 01.08.2018

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Antonio Celso Dantas Antonino (Orientador) – DEN/UFPE

Prof. Dr. Mario Augusto Bezerra da Silva – DEN/UFPE

Prof. Dr. Enivaldo Santos Barbosa – DEN/UFPE

Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins- DEBM/UFPE

Aos meus queridos filhos Wesley e William.

Que esse trabalho seja mais um exemplo em suas vidas.

Exemplo de:

SUPERAÇÃO DE

DIFICULDADES

FORÇA DE

VONTADE

DEDICAÇÃO

RESILIÊNCIA

Emfim, de ALEGRIA e ESPERANÇA.

Amo vocês !!!

AGRADECIMENTOS

A Deus por permitir a minha permanência na Terra, depois de todos os acontecimentos.

À minha família, em especial aos meus pais Sonia Maria Silva de Carvalho e Rinaldo Lopes de Carvalho que sempre me deram forças ao longo da minha vida.

A minha companheira e esposa Suzana Martins da Silva que sempre me apoiou em minhas decisões e sempre esteve ao meu lado, mesmo nos momentos mais difíceis da minha vida.

Ao Prof. Dr. Antonio Celso Dantas Antonino por me presentear com a oportunidade de trabalhar em um equipamento maravilhoso e pela confiança em todos os anos de interação com o laboratório.

Ao Prof. Dr. Fernando José Ribeiro Sales pela oportunidade, confiança e interação ao longo desse trabalho.

Ao Professor Dr. Arthur Paiva Coutinho pela confiança no meu potencial e incentivos que vou levar para toda minha trajetória acadêmica.

Aos Professores que fizeram parte da banca, Prof. Emery Cleiton Cabral Correia Lins, Enivaldo Santos Barbosa, Mario Augusto Bezerra da Silva, Jair de Lima Bezerra, pelas contribuições valiosas que enriqueceram o trabalho.

Aos amigos Severino Martins dos Santos Neto , Larissa Fernandes, Cassia Machado, Ana Emília, Daniel Amâncio, Emídio com os quais sempre pude contar, obrigado pelo companheirismo.

RESUMO

Nas áreas da saúde, a tecnologia é de fundamental importância no diagnóstico de doenças. Um dos grandes desafios é o desenvolvimento de novas ferramentas, que atendam à demanda destes profissionais. Diversas pesquisas têm utilizado biomateriais com maior frequência na construção de fantasmas para áreas da medicina, particularmente as biocerâmicas. Neste estudo, foi feita a caracterização de pastilhas de hidroxiapatita usando a microtomografia computadorizada de raios X visando a construção de um fantoma de tecido ósseo de baixo custo, para auxiliar no desenvolvimento de algoritmos de segmentação para avaliação do espaço poroso de amostras ósseas em futuros trabalhos do Laboratório de Tomografia por Raios X do Departamento de Energia Nuclear da UFPE. No processo de aquisição das imagens foram utilizados filtros de alumínio, com espessuras que variam até 2,5 mm para analisarmos os efeitos dos mesmos nas distribuições do contraste das imagens reconstruídas das pastilhas. Esses filtros são utilizados rotineiramente para diminuir o efeito do endurecimento do feixe (*beam hardening*). Observou-se que as distribuições de intensidade variaram à medida que as densidades das pastilhas aumentavam, deslocando-se para a direita – aumento de brilho – e reduzindo a largura das mesmas – redução no contraste. As regiões da borda das pastilhas apresentaram os maiores valores de radiodensidade em relação ao centro. Com base nesses resultados, concluiu-se que quanto maior a densidade da hidroxiapatita na pastilha, maior é a intensidade na imagem e que os filtros reduzem a variância da intensidade das pastilhas, podendo simplificar a segmentação em imagens de tecido ósseo por meio de múltiplos limiares.

Palavras-chave: Hidroxiapatita. Fantoma. Microtomografia.

ABSTRACT

In health, technology is of fundamental importance in the diagnosis of diseases. One of the major challenges is the development of new tools that meet the demand of these professionals. Several types of research have used biomaterials more frequently in the construction of phantoms for medical areas, particularly bioceramics. In this study was carried the characterization of hydroxyapatite pads using the X-ray computed microtomography in order to build a phantom of low-cost bone tissue. Which had as purposes the assistance in the development of segmentation algorithms for evaluation of the porous space of bone samples in future works conducted in the X-ray tomography laboratory of the Nuclear Energy Department of UFPE. In the process of images, the acquisition was used aluminum filters, whose thickness ranges from 0.0 to 2.5 mm, for analyzing their effects in the intensity distributions of the reconstructed images of the pads. These filters are routinely used to decrease the effect of beam hardening. It was observed that the intensity distributions varied as pads densities increased, moving to the right – brightness increase – and reducing their width – reduction in contrast. The border regions of the pads presented the highest values of radiodensity in relation to the Center. Based on these results, it was concluded that the higher the density of hydroxyapatite in the pad, the greater is the image intensity. Besides that, the filters reduce the variance of the pads intensity, which may simplify the segmentation of images of bone tissue by using multiple thresholds.

Keywords: Hydroxyapatite. Phantom. Microtomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Sistema esquelético Humano.....	24
Figura 2	Tipos de osso: trabecular e Cortical.....	25
Figura 3	Representa o espectro, que é formado por todos os tipos de radiação eletromagnética que existem no nosso universo.....	30
Figura 4	Representação da ampola de Raios X.....	31
Figura 5	Representação esquemática de um sistema de microtomografia de raios X.....	32
Figura 6	A atenuação do material para um feixe monocromático de raios X(a). Qualquer objeto não uniforme pode ser subdividido em vários elementos, para cada elemento(b).....	33
Figura 7	Representação esquemática de projeções obtidas para diferentes direções.....	34
Figura 8	Ilustração da imagem obtida através de aquisição em μ CT, onde a figura a) esta com artefato de beam hardening, e b) após a utilização de filtro de alumínio 2,5 mm.....	35
Figura 9	Distribuição da energia dos fótons de raios X para diferentes filtrações.....	36
Figura 10	Fluxograma das etapas de aquisição das imagens.....	38
Figura 11	Dimensões das pastilhas de Hidroxiapatita sintética pura.....	40
Figura 12	Tubos de ensaio com as massas de Hidroxiapatita (HAp) e as patilhas.....	41
Figura 13	Equipamento de Microtomografia Computadorizada de Raios X.....	42
Figura 14	Fonte de Raios X, no detalhe a aplicação do filtro adicional.....	42
Figura 15	Interface software de aquisição de imagens - Inspect – X.....	43
Figura 16	Suporte de fixação das Amostras.....	43
Figura 17	Filtros adicionais.(a) filtros de alumínio e cobre, (b) filtro de alumínio.....	44
Figura 18	Interface do programa computacional CT PRO 3D.....	45
Figura 19	Interface do plugin PVE.....	47
Figura 20	Imagem original (a) e imagem após PVE (b).....	47
Figura 21	Interface da rotina MATLAB.....	48
Figura 22	Interface do Plug-in CT Segmentation.....	48
Figura 23	Imagem resultante da Segmentação (a) e multiplicada por 100 (b).....	49
Figura 24	Imagem final da pastilha de Hap em escala de Hounsfield e fundo em NAN.....	50
Figura 25	Imagens da pastilha de HAp com densidade 1,53 g/cm ³ aplicando filtros de	

	alumínio.....	52
Figura 26	Imagens da pastilha de HAp com densidade 1,72 g/cm ³ aplicando filtros de alumínio.....	52
Figura 27	Imagens da pastilha de HAp com densidade 1,92 g/cm ³ aplicando filtros de alumínio.....	53
Figura 28	Imagens da pastilha de HAp com densidade 2,11 g/cm ³ aplicando filtros de alumínio.....	53
Figura 29	Imagens da pastilha de HAp com densidade 2,30 g/cm ³ aplicando filtros de alumínio.....	54
Figura 30	Curva de distribuição da radiodensidade em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5 mm) para a densidade da pastilha 1,53 g/cm ³ (a). Curva suavizada (b).....	56
Figura 31	Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 1,72 g/cm ³ (c). Curva suavizada (d).....	57
Figura 32	Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 1,92 g/cm ³ (f). Curva suavizada (g).....	59
Figura 33	Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 2,11 g/cm ³ (h). Curva suavizada (i).....	61
Figura 34	Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 2,30 g/cm ³ (j). Curva suavizada (l).....	62
Figura 35	Curva de distribuição normal da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas sem aplicação do filtro de alumínio.....	65
Figura 36	Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com relação às diferentes densidades das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 0,5 mm.....	66
Figura 37	Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 1,0 mm.....	67
Figura 38	Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 1,5 mm.....	68

Figura 39	Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 2,0 mm.....	71
Figura 40	Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 2,5 mm.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Hidroxiapatita sintética absorvível	39
Tabela 2	Características geométricas do fantoma	40
Tabela 3	Relaciona os valores das densidades para cada pastilha (HAp)	41
Tabela 4	Condições de escaneamentos com tensões e diferentes correntes	45
Tabela 5	Descritivas dos dados representados na Figura 30	55
Tabela 6	Descritivas dos dados representados na Figura 31	57
Tabela 7	Descritivas dos dados representados na Figura 32	59
Tabela 8	Descritivas dos dados representados na Figura 33	60
Tabela 9	Descritivas dos dados representados na Figura 34	62
Tabela 10	Descritivas dos dados representados na Figura 35	64
Tabela 11	Descritivas dos dados representados na Figura 36	65
Tabela 12	Descritivas dos dados representados na Figura 37	66
Tabela 13	Descritivas dos dados representados na Figura 38	67
Tabela 14	Descritivas dos dados representados na Figura 39	68
Tabela 15	Descritivas dos dados representados na Figura 40	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BV/TV	% Volume ósseo
DMO	Densidade mineral óssea
HAp	Hidroxiapatita Pura
KV	Quilovoltagem
mA	Miliampere
μ TC	Microtomografia computadorizada
μ A	Microampère
μ A.s	Microampère segundo
μ m	Micrômetro
Tb.Th	Espessura trabecular
Tb.Sp	Separação Trabecular
Tb.N	Números de Trabéculas
TH	Limiarização
TC	Tomografia computadorizada
PVC	Policloreto de Vinila
ROI	Região de interesse do objeto
DEN	Departamento de Energia Nuclear
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
DMO	Densidade mineral óssea
ICRU	Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas
HU	Huonsfield
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
MATLAB	Laboratório de matriz
PVE	Extração de voxels puros
NaN	Não número

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	OBJETIVOS.....	18
2.1	Objetivo Geral.....	18
2.2	Objetivo específicos.....	18
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	19
3.1	Microtomografia Computadorizada de Raios X.....	19
3.2	Fantomas.....	23
4	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	24
4.1	Tecido ósseo.....	24
4.2	Fantomas.....	25
4.2.1	<i>Categorias de Fantomas.....</i>	<i>27</i>
4.3	Hidroxiapatita.....	28
4.4	Princípios Físicos da Tomografia Computadorizada.....	30
4.4.1	<i>Geração dos Raios X.....</i>	<i>31</i>
4.5	Microtomografia Computadorizada (μTc).....	31
4.5.1	<i>Princípios da μTc.....</i>	<i>32</i>
4.6	Correções de Endurecimento de Feixe.....	34
4.6.1	<i>Filtros.....</i>	<i>36</i>
4.7	Representação da Imagem de Tomografia Computadorizada.....	36
5	MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
5.1	Confecção do Fantoma.....	38
5.1.1	<i>Composto Químico.....</i>	<i>39</i>
5.1.2	<i>Determinação do volume de referência.....</i>	<i>39</i>
5.1.3	<i>Confecção das Pastilhas.....</i>	<i>40</i>
5.2	Microtomógrafo Computadorizado de Raios X.....	41
5.2.1	<i>Aquisição de Imagens.....</i>	<i>43</i>
5.2.2	<i>Filtração dos Raios X.....</i>	<i>44</i>
5.2.3	<i>Parâmetros de Escaneamento.....</i>	<i>44</i>
5.2.4	<i>Reconstrução de imagens.....</i>	<i>45</i>
5.3	Processamento de Imagens das Pastilhas (HAp).....	46
5.4	Análise dos Dados.....	50
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	51
6.1	Análise das imagens das pastilhas HAp.....	51
6.2	Avaliação do comportamento dos filtros.....	55
6.3	Avaliação do comportamento da distribuição de Intensidade.....	63
7	CONCLUSÃO.....	70
	REFERÊNCIAS.....	71

APÊNDICE A: VALORES DO HISTOGRAMA DAS PASTILHAS.....	76
APÊNDICE B: HISTOGRAMA DAS PASTILHAS.....	78
ANEXO A.....	81
A.1. MEDIDAS DE DISPERSÃO.....	81
A.1.1 <i>Coeficiente de Assimetria (As)</i>	82
A.1.2 <i>Curtose</i>	82
A.1.3 <i>Coeficiente de Curtose</i>	83

1 INTRODUÇÃO

Nas áreas da saúde, a tecnologia é de fundamental importância no diagnóstico de doenças. Um dos grandes desafios é o desenvolvimento de novas ferramentas, que atendam à demanda destes profissionais. Na medicina, pode-se destacar os estudos voltados ao diagnóstico precoce da osteoporose, sendo observado entre os pesquisadores a preocupação de não só identificar a doença como também detectá-la em estágio inicial.

Diversas pesquisas têm utilizado biomateriais com maior frequência na construção de fantasmas para áreas da medicina, particularmente as biocerâmicas. Fantasmas são materiais de referência, que simulam as propriedades físicas da amostra. De modo geral, esses materiais são utilizados como substitutos biológicos de qualquer tecido, órgão ou função do organismo. Os biomateriais tornaram-se relevante nas atividades de pesquisa científica e tecnológica.

Fantasmas estão presentes em ensaios não destrutivos, com intuito de serem utilizados como ferramenta de calibração dos sistemas de aquisição de imagens. As técnicas de imageamento vêm revolucionando diferentes áreas do conhecimento, em especial, a saúde humana, viabilizando o estudo das estruturas internas *in vivo* (MENIN; ARTIOLI, 2010).

Neste contexto, as modalidades não invasivas estão se estabelecendo frente às invasivas, pois são, geralmente, procedimentos menos desconfortáveis aos pacientes (BAXTER et al., 2018; TARARAM et al., 2017). As imagens geradas são de fundamental importância na identificação de anormalidades, destacando as doenças ósseas e o câncer. Essas também auxiliam na tomada de decisão, porém a interpretação desses dados requer perícia de quem os analisa.

Existem diferentes técnicas de análises de imagens para a realização de ensaios não destrutivos, como: Radiografias, Tomografia e Microtomografia Computadorizada, Ressonância Magnética, Ultrassonografia, Microscopia e imagens digitais. No processo de reconstrução tomográfica, há métodos que utilizam uma escala normalizada de coeficiente de atenuação denominada de Escala Hounsfield (HU), a qual, na medicina tem sido utilizada para medir a radiodensidade de materiais (HSIEH, 2016).

A microtomografia computadorizada (μ TC) é uma técnica não invasiva que vem ganhando destaque nos últimos anos, principalmente na visualização de microestruturas em diversas áreas do conhecimento como no estudo de uma maior precisão na visualização do tecido ocular de suínos (ROMAN, 2018).

Essa técnica proporciona imagens com resoluções isotrópicas, dependendo da arquitetura da amostra, que servem para delimitar a geometria de estruturas internas e externa de diversos materiais como, por exemplo, de tecidos ósseos. De maneira específica, a μ TC é a escolha mais razoável como recurso não destrutivo para a análise e detecção da arquitetura cortical e trabecular do tecido ósseo (FULLER et al., 2015; ALESSIO et al., 2015; SALES, 2010) e doenças relacionadas aos seguimentos dentários (MOREIRA, 2006).

A μ TC permite adquirir imagens do objeto de estudo, com melhor qualidade em comparação a tomografia convencional. No entanto, são necessários ajustes de alguns parâmetros, como a distância entre o objeto e a fonte, bem como o número de detectores de raios X (FREDENBERG, 2018).

A qualidade das imagens de μ TC está relacionada à energia da fonte utilizada na aquisição e densidade do material analisado. A escolha adequada da tensão deve ser considerada em função do número atômico da amostra. Quanto maior o número atômico, menor é o poder de penetração de feixes de raios X. O uso dos filtros físicos é necessário para diminuir os fótons de baixa energia, que interferem na qualidade da imagem. Os fótons mais energéticos vão interagir no detector, de acordo com os distintos coeficientes de atenuação dos raios X de cada material (SCHLÜTER et al., 2010). A escolha adequada desses filtros, é uma etapa importante na aquisição das imagens, pois interferem qualidade, gerando impacto na interpretação e visualização de detalhes.

Embora seja uma técnica promissora com inúmeras aplicações, fatores importantes podem influenciar o estudo por μ TC. Entre os mais significativos estão: resolução, distância entre o objeto e a fonte, presença de artefatos, uso de diferentes categorias de filtros, resolução do escaneamento, definição da região de interesse (ROI) e adequado ajuste do *threshold* (TRUONG; LEE, 2013).

A μ TC tem sido amplamente usada no estudo de tecidos duros como dentes e ossos, especialmente com respeito à porosidade dos mesmos, que pode sofrer alterações devidas às patologias como a osteoporose (FERRARE et al., 2013). Nesta doença, há um aumento na porosidade do tecido ósseo podendo comprometer a resistência mecânica dos mesmos.

Para caracterização do espaço poroso desses tecidos é necessário separar as diferentes componentes desses através de algoritmos de segmentação. Em imagens de TC, a abordagem baseada na binarização por limiar é desejável pela simplicidade, relativo baixo custo computacional e pela relação entre a radiodensidade e o coeficiente de atenuação do material

imageado.

Diferentes materiais apresentam diferenças nos valores numéricos das radiodensidades, fato que pode ser interessante para caracterização dos componentes de uma dada amostra. Entretanto, os espectros de raios X são compostos por fótons de diferentes energias, fazendo com que um material homogêneo tenha uma distribuição de radiodensidade na imagem não uniforme e com diferentes valores de intensidades.

Os ossos e os dentes possuem a hidroxiapatita (HAp) como um dos principais compostos, responsável pelas características mecânicas dos mesmos. Para grupos que estudam amostras de tecidos duros à base de hidroxiapatita é interessante conhecer o comportamento da mesma quando imageada em μ TC. De modo a tentar identificar se há padrões e/ou parâmetros que permitam a determinação dos limiares de intensidade para binarização, visando simplificar o processo de segmentação por limiar.

Estudos vêm sendo desenvolvidos no Laboratório de Tomografia Computadorizada de raios X (LTC-RX) do Departamento de Energia Nuclear (DEN) da UFPE, com amostras de tecido ósseo e dentes humanos e de ratos. Porém há uma dificuldade em estabelecer parâmetros adequados e confiáveis, que possam quantificar e analisar o tecido ósseo e segmentos dentários, desde o escaneamento até o processo de análise das imagens.

Para uma melhor interpretação das imagens escaneadas o aparelho deve ser previamente calibrado para isso com a utilização de fantomas. Os Fantomas são modelos físicos ou computacionais usados para simular tecidos biológicos. Esses modelos ou estruturas físicas não integram com o aparelho de μ TC de raios X.

Tendo em vista as limitações para a aquisição de tais objetos que estão quase que exclusivamente no mercado internacional, este trabalho tem por objetivo avaliar se a utilização de diferentes parâmetros como: resolução espacial, diferentes filtros físicos, tensão e corrente, podem influenciar na escolha do melhor *threshold* nas imagens de pastilhas de HAp usadas como fantoma do tecido ósseo de baixo custo.

A dissertação será dividida na primeira parte introdução, a segunda com os objetivos a seguir, será apresentada na parte 3 a revisão bibliográfica do estado da arte da microtomografia computadorizada aplicada em diversas áreas, e em seguida na parte 4 que apresentam os fundamentos teóricos necessários para o desenvolvimento desse trabalho.

Na parte 5 será descrita a metodologia utilizada no desenvolvimento do trabalho em que a microtomografia foi aplicada, no escaneamento das pastilhas de HAp.

Na parte 6 serão apresentados os resultados e discussão obtidos através da microtomografia computadorizada no estudo do fantoma. Por fim, no capítulo 7 as conclusões obtidas através dos resultados serão apresentados.

2 OBJETIVOS

Os objetivos abordados neste trabalho obedeceram a sequência, de acordo com o estabelecido nos itens a seguir.

2.1 Objetivo Geral

Avaliar o uso de pastilhas de hidroxiapatita como fantoma do tecido ósseo, utilizando a microtomografia computadorizada de raios X.

2.2 Objetivos específicos

- Confeccionar pastilhas de hidroxiapatita com várias densidades;
- Avaliar o comportamento da distribuição de radiodensidade das pastilhas, de diferentes densidades submetidas a diferentes parâmetros de escaneamento;
- Avaliar o comportamento das distribuições de radiodensidades das pastilhas para cada espessura de filtro de alumínio.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A fundamentação científica necessária para realização deste trabalho, baseou-se na leitura de diversos artigos relacionados ao tema.

3.1 Microtomografia Computadorizada de Raios X

A μ TC é um método não destrutivo, proporcionando se for o caso, a utilização da amostra mais vezes. O campo de medição de raios X está na escala micrométrica, no primeiro momento, esses digitalizadores foram mais utilizados em análises de materiais, mas em aplicações médicas esses digitalizadores vêm sendo bastante demandado (SILVA, 2018).

Um exemplo em medicina é a necessidade de uniformizar a metodologia empregada nos estudos relacionados à microfissuras dentárias (CARDINAL et al., 2018). A μ TC é uma técnica de aquisição de imagem, onde é possível gerar um volume em três dimensões do objeto estudado, possuindo o mesmo princípio da TC, e surgiu com a necessidade de se inspecionar amostras com estruturas muito pequenas (da ordem de micrômetros).

Sales (2010) utilizou a μ TC como uns dos métodos de avaliação da estrutura trabecular, analisando a qualidade da microestrutura do tecido ósseo, para isso foram utilizadas imagens de amostras de vértebras lombares de ratos. O sistema de aquisição de imagens foi o scanner modelo FXS 160.50, que opera dentro de tensão e corrente na faixa de 160 kV e 0-1,0 mA, os parâmetros experimentais utilizados foram 40-42 kV e a corrente entre 0,10-0,12 mA, com resolução espacial de 10-20 micrômetros. Os resultados deste estudo demonstraram que a técnica de μ TC é uma alternativa promissora nos estudos da qualidade estrutural do osso.

Na área biomédica, (MACHADO et al., 2015) utilizaram a μ TC com o objetivo de criar um modelo experimental de não consolidação de fraturas ósseas. As amostras de ratos foram escaneadas em um microtomógrafo modelo SkyScan 1173 que operou com 70 kV e 114 μ A, com tamanho do pixel de 9,91 μ m. Os resultados foram considerados no estudo bastante útil na análise visual das estruturas ósseas, sobretudo a área fraturada.

Pérez et al., (2016) fizeram estudos em amostras ósseas para verificar atributos como dureza, densidade, confrontando com testes consagrados como densitometria óssea que é normalmente realizado com equipamentos de raios X, ultrassom ou através do uso de isótopos radioativos e a μ TC. A análise foi executada com o objetivo de estudar o desempenho da técnica de microtomografia em laboratório, de modo a analisar sua potencialidade nos estudos relacionados a

qualidade da arquitetura óssea. Os autores verificaram viabilidade da utilização da técnica de μ TC para estudar estruturas ósseas em escala micrométrica e obter imagens morfológicas tridimensionais com informações de densidade, indicando uma opção importante para estudos peculiares sobre, entre outros, crescimento ósseo e estudos de novos componentes que permitam acelerar o crescimento de tecidos danificado.

Tanomaru Filho et al., (2017) analisaram a medida de preenchimento e porosidade de materiais retrobturadores através de μ TC, para isso, foram realizadas cavidades na dentina bovina utilizando pontas ultrassônicas (CVD No. 6.1107-6) e foram preenchidas com mineral trióxido agregado (MTA), sealer 26 (S26) e cimento de óxido de zinco e eugenol (OZE). As cavidades foram escaneadas em μ TC antes e após o preenchimento. A capacidade de preenchimento foi calculada com base na porcentagem em volume, das cavidades preenchidas. O número e porcentagem dos poros fechados foram avaliados em toda extensão da cavidade preenchida (total) e por terços (cervical, médio e apical) através de análises bi e tridimensionais. Os dados de preenchimento foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA e Tukey e a porosidade aos testes de Kruskal-Wallis e Dunn, com nível de significância de 5%. Resultado do preenchimento do mineral sealer e cimento de óxido de zinco apresentaram maior capacidade de preenchimento que o MTA ($p < 0,05$). S26 mostrou maior porosidade total (em número e porcentagem) ($p < 0,05$). Em todos os terços, após as análises 2D e 3D, a porosidade foi maior para S26 em comparação ao MTA e OZE ($p < 0,05$). Os autores concluíram que as análises apresentadas, foram bastantes significativas com a utilização da μ TC, sobretudo na ausência de correlação entre capacidade de preenchimento e porosidade.

Um estudo comparativo, utilizando diferentes tamanhos de pixels nas aquisições de imagens por microtomografia computadorizada, procurou avaliar a influência do tamanho de pixel na quantificação de parâmetros histomorfométrico (VIDAL et al., 2014). Seis amostras de ratos foram submetidas à aquisição em um sistema SkyScan 1174 que operou com 50 kV de voltagem, gerando 5 projeções a cada passo angular de $0,4^\circ$, os tamanhos de pixels utilizados foram $33,3 \mu\text{m}$, $15,0 \mu\text{m}$ e $9,5 \mu\text{m}$, totalizando 18 aquisições.

Os parâmetros morfométricos calculados foram razão do volume de tecido ósseo sobre volume total da amostra (BV/TV), razão entre a superfície óssea e volume ósseo (BS/BV), espessuras das trabéculas (Tb.Th), separação trabecular (Tb.Sp) e número de trabéculas ósseas por milímetro de tecido (Tb.N) através de análises qualitativas e quantitativas por μ TC. Os resultados mostraram que todos os parâmetros sofreram alterações com o aumento do tamanho de pixel, já que o tamanho de pixel afeta na detecção de detalhes na imagem, podendo ocasionar

alterações nos valores que não serão posteriormente considerados nos cálculos. Dessa forma concluíram que os parâmetros calculados em análises 2D e 3D sofreram alterações e que houve perda de informações que são influenciadas pela escolha do *threshold*.

A técnica da microtomografia computadorizada vem sendo cada vez mais utilizada nas áreas da ciência biomédica, em (ROBERTO et al., 2015) foi realizado um experimento com o objetivo de gerar um modelo experimental de não união de fraturas utilizando diferentes técnicas, entre elas a microtomografia computadorizada.

Foram utilizados dez ratos no total dividido em dois grupos, um controle e um tratado com Decanoato de Nandrolona. Essas amostras foram escaneadas em um sistema da SkyScan 1173 que operou com voltagem de 70k V e 114 μ A, tamanho de pixel de 9,91 μ m, e matriz de detector de 2240 x 2240 pixels. Resultados mostraram que a técnica se mostrou bastante útil na análise visual tridimensional das estruturas dos ossos, sendo possível observar irregularidade na linha de fratura.

Lundin et al. (2017) propuseram um método automático de comparação de fatias histológicas 2D com um volume de imagens de μ TC, sem o conhecimento prévio da direção do corte. Essas são as duas técnicas de imagem dominantes para estudar a estrutura óssea com qualidade para avaliar, o desenvolvimento da patologia. Esses dois métodos são complementares; onde a histologia fornece propriedades de tecido altamente resolvidas em um nível celular em 2D, a μ TC fornece informações espaciais da microestrutura óssea em 3D. Por essa razão, ambas as modalidades são comumente usadas em estudos ósseos. Como não é trivial combinar as imagens dessas duas modalidades, os dois métodos são tipicamente aplicados a diferentes espécimes dentro de um estudo. No entanto, os autores acreditaram que a aplicação de ambas as modalidades de imagem ao mesmo espécime com uma estratégia de fusão adequada pode reforçar ainda mais o valor de cada modalidade.

Na etapa de pré-processamento, o osso foi extraído de ambas as imagens. Em seguida, usaram uma estratégia para inicializar locais potenciais e uma abordagem interativa para procurar um plano de montagem ideal usando transformações rígidas baseadas em Radom e alinhamentos de afinidade baseados em recursos. O algoritmo foi testado e validado com dados simulados e reais. Para este último, foram utilizadas imagens de μ TC de osso trabecular com 76 secções histológicas correspondentes, adquiridas a partir de amostras descalcificadas e calcificadas. O registro resultou em 94,7% de soluções aceitáveis, conforme definido por um erro de orientação de registro inferior a 3°. A precisão média de registro dos resultados aceitáveis foi de 0,6°.

levando a um erro de registro de alvo para o método proposto de $106,3 \mu\text{m}$, calculado com base em pontos de referência anotados por um observador, isso corresponde aproximadamente a 10 pixels nas imagens. Embora, a relação com as estruturas visíveis reais que fornecem os recursos para registrar é discutivelmente mais relevante. Dessa forma, concluiu-se que técnica automática permite a avaliação combinada de histologia e μTC em uma escala maior e que essas informações ajudarão a obter informações sobre as alterações microestruturais e metabólicas ósseas.

A μTC mostrou-se útil na estimativa da data da morte na área da antropologia, os principais métodos histológicos antropológicos propõem estudar a arquitetura do osso cortical (DEGUETTE et al., 2017).

Na histomorfometria óssea, pesquisas sobre doenças ósseas metabólicas forneceram tabelas normativas para o volume ósseo trabecular (BV/TV) de acordo com a idade e o gênero dos indivíduos em biópsias ósseas ilíacas. Nesse trabalho foi utilizado a μTC , para medir o volume ósseo e os descritores trabeculares para comparar com as tabelas francesas de uma série de populações antropológicas forenses. Vinte e sete ossos ilíacos, dos quais 20 formam 10 pélvis completas, com idades entre 24 e 73 anos (média de 47,7 anos) foram utilizados. Todos os escores Z ajustados estavam dentro dos valores normais, houve uma forte correlação positiva entre os lados direito e esquerdo para Tb.Th, Tb.N e Tb.Sp, mas uma correlação insignificante foi obtida para BV / TV. Conclui-se que a técnica de μCT pode representar uma alternativa para determinar a data da morte.

Daish et al. (2017) baseados em imagens de μTC de amostras anisotrópicas da matriz óssea trabecular, estimaram a dinâmica do fluido na escala do poro. Duas etapas essenciais na metodologia proposta para a seleção de (i) um elemento de volume representativo (RVE) para o cálculo da permeabilidade óssea trabecular e (ii) uma malha convergida para o cálculo preciso das propriedades de fluxo do fluido. Estimativas precisas de porosidades ósseas trabeculares foram obtidas usando uma resolução de imagem μTC de cerca de $10 \mu\text{m}$. Na análise, verificaram que um osso trabecular RVE na ordem de $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ é o mais adequado.

Os avanços em pesquisas que utilizam a microtomografia computadorizada de Raios X proporcionam o desenvolvimento de técnicas que possam gerar imagens do tecido ósseo com identificação precisa de suas fases. Na técnica de μTC as imagens se diferenciam por fatores como: resolução espacial, espessura da amostra, tempo de aquisição e características da amostra. A utilização de fantasmas, que possa adequar esses parâmetros previamente vêm sendo cada vez mais utilizados.

3.2 Fantomas

Skou et al. (2018) utilizaram a TC para determinar a concordância e a precisão das medidas de densidade mineral óssea (DMO) em dois métodos distintos: um realizou a calibração do software do equipamento sem o fantoma e o outro utilizando diferentes técnicas de calibração com o uso de fantomas. Os autores concluíram que apesar de a alta correlação entre os métodos, a diferença entre os métodos em um nível individual mostrou grande variabilidade, os resultados sugerem que a concordância entre esses dois métodos é insuficiente para permitir que eles sejam usados de forma intercambiável em pacientes.

Jian et al. (2006) sugeriram um método de correção utilizando operações simples de sinograma das projeções de uma fonte de raios X. Os resultados obtidos foram satisfatórios para os dados simulados dos fantomas utilizados. Os autores concluíram que para criação de um modelo de correção a validade não estava limitada a composição e condições do objeto escaneado.

Anderson et al. (1996) utilizaram a μ TC para calcular a densidade mineral óssea (DMO) de dentes humanos com resolução espacial de 15-30 μ m. A DMO média foi calculada pelos coeficientes de atenuação lineares das imagens de μ TC de um fantoma de hidroxiapatita. Os valores encontrados foram comparados com estudos semelhantes de esmalte coronal e dentina de pré-molares e os resultados sugeriram que o processo de mineralização da dentina difere da região coronal.

Nazarian et al. (2008) levantaram a possibilidade de avaliar os parâmetros de escaneamento através da μ TC tais como tensão, corrente, tempo, distância fonte-detector e número de projeções na relação entre densidade equivalente dos tecidos e seu coeficiente de atenuação linear. Para avaliação dos parâmetros os autores utilizaram dois fantomas; um foi confeccionado utilizando fosfato de potássio líquido em resina e o outro fantoma foi de hidroxiapatita. Os autores concluíram que a corrente, o tempo e o número de projeções não interferiam na conversão entre densidade equivalente e coeficiente de atenuação para os dois fantomas ($p > 0,05$ para todos os dados). Já para os parâmetros tensão, distância fonte-objeto e tamanho do pixel afetaram significativamente a relação entre coeficiente de atenuação e densidade equivalente para o fantoma de fosfato de potássio. Os autores concluíram que o fantoma de fosfato de potássio pode ser usado para avaliar DMO, porém ele não pode ser escaneado em campos de magnificação de imagem maiores do que os utilizaram nos equipamentos de microtomografia. Em relação ao fantoma de hidroxiapatita pode ser utilizado para calibrar qualquer sistema de μ TC para quantificação da densidade mineral óssea.

4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Os conceitos abordados neste trabalho são a seguir explanados, de acordo com o estado da arte pesquisada.

4.1 Tecido ósseo

Do ponto de vista macroscópico, os ossos podem ser classificados em: o esqueleto axial e o esqueleto apendicular. O esqueleto axial consiste de 80 ossos, englobando o crânio, coluna vertebral e as costelas. O esqueleto apendicular consiste de 126 ossos que formam os membros superiores e inferiores. Os ossos variam, de tamanho e formato, quanto ao formato: ossos longos, ossos curtos, ossos chatos e ossos irregulares (TOLJAMO et al. 2103). Na figura 1 pode ser visto um esquema do sistema esquelético humano.

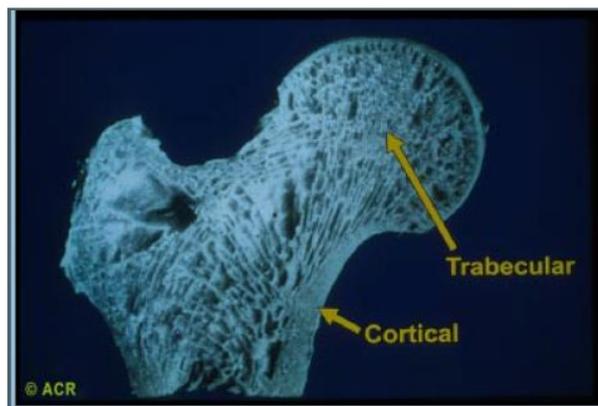
Figura 1-Sistema esquelético humano



Fonte: Disponível em: www.aft.bio.br/sustenta/img/esqueleto1.gif. (pesquisa realizada em 05/07/2018)

Na distribuição e organização do osso podem-se distinguir dois tipos de tecido ósseo: cortical e trabecular. Essa divisão é mostrada na Figura 2. O tecido ósseo cortical e o tecido ósseo esponjoso possuem os mesmos elementos constitutivos quanto a células e matriz óssea tendo, no entanto, importantes diferenças estruturais e funcionais. Tais cavidades ou espaços amplos que dão a aparência porosa ao tecido (CANHÃO et al. 2005).

Figura 2-Tipos de osso: trabecular e cortical.



Fonte: Adaptado CANHÃO et al., (2005)

O osso esponjoso constitui regiões formadas por delgadas trabéculas com 100 a 150 μm de espessura, constituídas por lamelas ósseas, na sua maioria paralelas entre si, delimitando amplas cavidades intercomunicantes ocupadas, no osso vivo, por medula óssea. As trabéculas estão organizadas sob a forma de uma rede tridimensional, seguindo sempre as linhas das forças mecânicas, disposição que confere ao osso esponjoso uma ótima resistência às cargas transmitidas pelas superfícies articulares. A região compacta do osso não apresenta esses espaços, encontrando-se na diáfise ou parte cilíndrica do osso (KIM et al, 2011).

4.2 Fantomas

O desenvolvimento das pesquisas em várias áreas da ciência está diretamente associado à habilidade de observação e análise das estruturas da amostra disponível para estudo. A partir do aprofundamento dessas pesquisas a capacidade de observação dos objetos vem sendo aprimorada com o desenvolvimento de técnicas avançadas: microscopia eletrônica, raios X, Tomografia Computadorizada, etc.

Geralmente, os fantasmas devem duplicar dimensões e estruturas do tecido a ser estudado fornecendo bom contraste de imagem nas estruturas visualizadas, isto é, para um bom resultado no desenvolvimento, é preciso selecionar corretamente os materiais destinados à confecção do objeto simulador combinando a investigação das estruturas formadas a um excelente equipamento de obtenção de imagem. Uma diversidade de materiais tem sido utilizada no desenvolvimento de fantasmas, são eles: resina sintética (acrílica, poliuretano, polietileno, epóxi), parafina, policloroeteno (PVC), gel a base de ágar e solução aquosa (ICRU, 1989).

Estes fantasmas são comercializados, no entanto, são de custo elevado tornando-se inviáveis sua aquisição.

Conforme a Comissão Internacional de Radiação em Unidades e Medidas (ICRU), fantoma conceitua-se como: “volume de um tecido substituto que é utilizado para simular interações da radiação no corpo humano e, além disso, pode simular um tecido corporal considerando os detalhes anatômicos, tais como: forma e distribuição de densidade de massa espacial” (ICRU, 1989).

Todo material que simule um tecido corporal na sua interação com radiação ionizante é chamado de tecido substituto. Uma estrutura que contém um ou mais tecidos substitutos que é utilizada para simular interações da radiação em um corpo é chamada de fantoma (CHANG et al., 2010).

Os fantasmas são usados para reproduzir as propriedades físicas e biológicas do tecido, sua principal aplicação se concentra na dosimetria, radiodiagnóstico e radioterapia. No radiodiagnóstico é importante avaliar as imagens médicas (propagação e atenuação da radiação e as propriedades de absorção do tecido humano), sem a necessidade de expor o paciente a radiação, destacando-se a sua utilização na calibração e manutenção dos equipamentos, preparando-o para pesquisa, treinamento de pessoal, isto é, o fantoma é fundamental na garantia da qualidade no diagnóstico de doenças (MENZEL, 2014).

Como ferramenta de calibração e simulação, o fantoma tem sido bastante utilizado nos variados setores que utilizam à radiação ionizante. O controle de qualidade dos aparelhos, podem reduzir a duração e a exposição do paciente, pois o fantoma oferece uma rotina de monitoramento do controle de qualidade possibilitando um tratamento efetivo com menos exposição do paciente à radiação garantindo qualidade no tratamento. Além de que, é possível qualificar o profissional de saúde, por exemplo, para a avaliação de estruturas do tecido e como guia em investigações cirúrgicas no que diz respeito ao radiodiagnóstico.

O fantoma de forma ampla apresenta variadas utilidades, a diferença está na aplicação planejada e no tipo de material a ser empregado em sua construção, geralmente são utilizadas

substâncias que simulam propriedades biológicas e físicas de determinadas partes do tecido humano.

Desde a inserção dos tecidos substitutos no início do século XX, os fantomas garantidamente, têm sido amplamente utilizados em dosimetria de radiação sob diferentes formas de fabricação.

O primeiro fantoma foi relatado em 1920, tanques de água e blocos de cera eram regularmente usados em radiografia. Já na década de 60, novos tecidos substitutos com certo grau de sofisticação e mais confiáveis começaram a surgir. Desde sua criação e até os dias atuais, a tecnologia de produção do fantoma evoluiu consideravelmente em parceria com a tecnologia de imagens médicas.

Atualmente, para construção do fantoma, uma ampla variedade de matéria-prima está disponível e com processos de fabricação bem sofisticados.

4.2.1 *Categorias de Fantomas*

A ICRU no relatório 44 de 1989, estabelece que a escolha do tecido substituto precisara de um conjunto de atributos físicos em sua interação com radiação (ionizante ou não ionizante), a seleção desse conjunto dependerá do objetivo desejado.

De forma geral, dois conjuntos distintos de características físicas são considerados como critério de escolha do material para o tecido substituto:

- a) interação da radiação com o tecido corporal e
- b) a quantidade dosimétrica no ponto de interesse do tecido corporal. As categorias funcionais dos fantomas podem ser destacadas como:

1. **Fantomas de Calibração:** são utilizados para estabelecer a resposta de detectores de radiação e para corrigir informações quantitativas provenientes de imagens digitais, para atividade incluindo controle de qualidade e calibração de equipamentos médicos.

2. **Fantomas de Imagem:** são utilizados para a avaliação da qualidade das imagens. Os fantomas funcionais podem ser subdivididos em:

Fantomas de Corpo: tem a forma e a composição de um corpo humano ou parte dele. Geralmente é constituído de vários tecidos substitutos com respectivos tamanhos, formas, distribuição espacial, densidade e interações de radiação. As geometrias variam de simples a complexa, esses últimos são chamados de antropomórficos.

Fantoma Dosimétrico: é usado para medida de dose absorvida em uma geometria específica.

Fantoma Padrão: possui geometria simples e reproduzível, são usados para comparar e padronizar medidas dentro de condições padrão de irradiação. Este grupo de simulador tem como principal função servir como referência na garantia da reprodutibilidade das propriedades ao longo do tempo.

3. **Fantoma de Referência:** Esse homogêneo com geometria, dimensão composição e densidade de massa definidos para cálculos de dose de radiação, equivalências de densidades minerais ou outras medidas de tipos semelhantes. Podem ser definidos pela modalidade de imagem a ser utilizada: Ressonância Magnética, Ultrassom, Mamografia, Tomografia Computadorizada (TC), etc.

Como objeto de estudo deste trabalho, o fantoma a ser desenvolvido, de acordo com as categorias funcionais apresentadas anteriormente, pode ser aplicado como fantoma de calibração e referência.

A escolha da substância para a produção do fantoma é baseada na composição do tecido do corpo a ser simulado e as características do campo de radiação. Não existe um único composto químico que se equipara à composição atômica do tecido do corpo, a composição requerida deve ser atingida em misturas aquosas ou em gel que são frequentemente formuladas, de modo que suas propriedades de interação da radiação e não a sua composição atômica, correspondam às do tecido do corpo com o grau necessário para a aplicação específica.

No entanto, às vezes são convenientes utilizar essas formulações e outras misturas empregadas, em que o principal ingrediente é um material que se aproxima do tecido verdadeiro em relação à uma ou mais interações com a radiação. Outras substâncias podem ser utilizadas para minimizar as deficiências da material base.

A geometria e composição do fantoma devem se aproximar biologicamente numa precisão exigida para aplicação específica. Os fantasmas podem ser simples e pequenos, ou podem ser tão complexos quanto o tamanho antropomórfico e a precisão da reprodução específica do órgão. A escolha adequada de um composto químico inclui uma comparação pertinente das características de interação da radiação e densidades de massa do tecido corporal e composto.

Fantasmas podem representar uma ampla variedade de tecidos corporais órgãos ou conjunto de órgãos e podem ser utilizados para análises com diversas categorias de radiação.

4.3 Hidroxiapatita

A hidroxiapatita é o elemento mineral encontrado na natureza presente no osso constituindo cerca de 30 a 70% do tecido ósseo e dentes. A hidroxiapatita dispõe de propriedades

de biocompatibilidade e osteointegração, o que a torna substituta do osso humano em implantes e próteses (PINO-MÍNGUEZ et al., 2015), por isso há um grande interesse em sua fabricação. Essas características somadas à sua eficiência na adsorção e/ou absorção elegem a hidroxiapatita um ótimo suporte na ação osteoindutiva na formação de um novo osso e no tratamento de tumores ósseos (GODOY-MONZON et al., 2017).

A hidroxiapatita pertence ao grupo mineral das apatitas, com forma química $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ e razão Ca/P de 1,67. As principais aplicações da hidroxiapatita, em medicina e odontologia, são: reparo de defeitos ósseos em aplicações odontológicas e ortopédicas, regeneração de tecidos ósseos, reconstrução buco-maxilo-facial (COSTA et al. 2009).

Sales, (2010) utilizou a hidroxiapatita como material de referência para fazer uma avaliação de densidade, a partir do coeficiente de atenuação. Segundo a autora, a hidroxiapatita já é disponibilizada no comércio com as características necessárias que possa ser usada como um fantoma de calibração de sistemas de microtomográficos (μTC).

A semelhança da hidroxiapatita com a matriz óssea possibilita seu uso como substituto ósseo ou mesmo aumento do seu volume. A hidroxiapatita dar-se dificilmente na natureza, no entanto sua estrutura é semelhante à fluorapatita (com o grupo OH^- ocupando os sítios do F^-). Esses minerais decorrem de várias rochas ígneas e metamórficas, principalmente em calcários cristalinos. Os esqueletos de umas espécies marinhas possuem na sua estrutura esse mineral. Alguns apresentam carbonato de cálcio, mas a maioria contém fosfato de cálcio.

Autores afirmam que depósitos de apatitas podem também ser formados por precipitação direta da água do mar, e alguns dos estoques de carbonatos de cálcio são transformados em apatita pela reação direta com fosfato dissolvido. A precipitação de fosfato de cálcio dos oceanos, mares e lagos geram apatitas formadas por cristais de tamanho bastante pequeno e com características referentes a sua alta área superficial por unidade de massa.

A hidroxiapatita por ser uma biocerâmica projetada para substituir na sua totalidade ou em partes as estruturas do corpo, proporcionando uma readaptação das funções do indivíduo que foi afetada por doenças ou causas externas.

As características necessárias para que essas substâncias sejam utilizadas como substituto ósseo são a biocompatibilidade e a biofuncionalidade. A biocompatibilidade representa a capacidade da substância a ser absorvida pelo organismo, e a biofuncionalidade é caracterizada pela habilidade em proporcionar a retomada da funcionalidade (BRASIL et al., 2015).

A hidroxiapatita, como principal constituinte da fase cristalina do tecido ósseo, demanda vários estudos no meio científico. As propriedades químicas e estruturais fazem dela biomaterial principal utilizado em implantes e próteses. Na ortopedia, o interesse é em utilizá-la na cobertura de próteses metálicas afim de promover uma consolidação entre a prótese e o tecido ósseo, proporcionando uma rápida recuperação do paciente nas suas atividades cotidianas (LUNDIN et al., 2017).

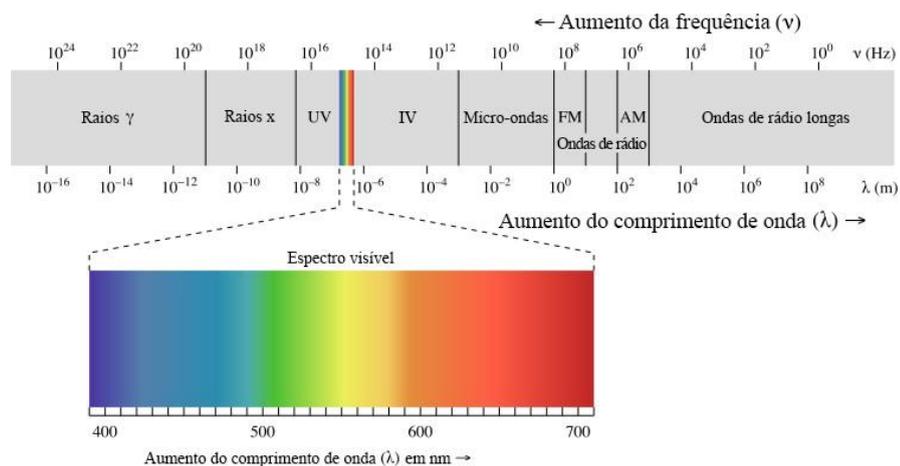
Na odontologia, a hidroxiapatita é bastante utilizada na substituição de perda óssea, proveniente da extração de algum segmento dentário, como também no revestimento de pino de titânio no procedimento de implantes onde ele vai substituir a raiz.

4.4 Princípios Físicos da Tomografia Computadorizada

Os raios X possuem as mesmas características da radiação gama e isso é facilmente comprovado com o estudo do espectro eletromagnético. Quanto maior a frequência da radiação, menor o comprimento de onda (Figura 3).

Essa frequência é que determina a diferença entre as radiações, onde uma pequena faixa entre o infravermelho e o ultravioleta representa a luz visível (HSIEH, 2016).

Figura 3-Representa o espectro, que é formado por todos os tipos de radiação eletromagnética que existem no nosso universo.

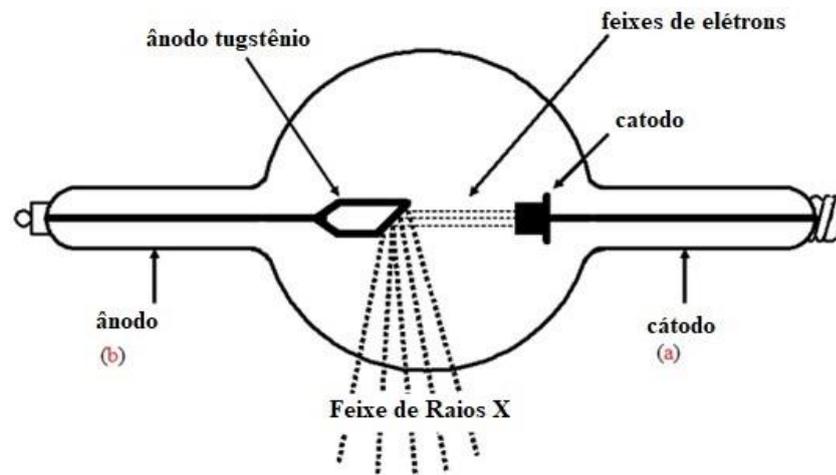


Fonte: <https://pt.khanacademy.org/science/physics/light-waves/introduction-to-light-waves/a/light-and-the-electromagnetic-spectrum> acesso: 17/05/2018.

4.4.1 Geração dos Raios X

Os raios X são gerados artificialmente a partir de uma ampola contendo um catodo e um ânodo. A ampola de raios X é constituída de vidro revestido por metal que tem a função de isolamento térmico e elétrico entre catodo e anodo que estão no interior da ampola. O catodo (Figura 4a) é o eletrodo negativo do tubo de raios X, é formado por um pequeno fio espiral semelhante à resistência de uma lâmpada incandescente, onde os elétrons são gerados pelo fenômeno conhecido como emissão termiônica. O anodo (Figura 4b) é o polo positivo do tubo de raios X, e constituído de metal tungstênio cujos átomos possuem alto número atômico. O anodo recebe os elétrons em feixes emitidos pelo catodo e o contado entre os elétrons e o anodo vai gerar os raios X.

Figura 4-Representação da ampola de Raios X.



Fonte: Adaptado:<https://www.orau.org/ptp/collection/xraytubescoolidge/coolidgeinformation.htm>
acesso: 17/05/2018.

4.5 MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (μ TC)

No fim da década de 80 e início da década de 90 houve um enorme interesse de pesquisadores por TC, principalmente nas áreas de petróleo e gás, com o objetivo de realizar análise em rochas reservatórios (OLIVEIRA et al., 2012).

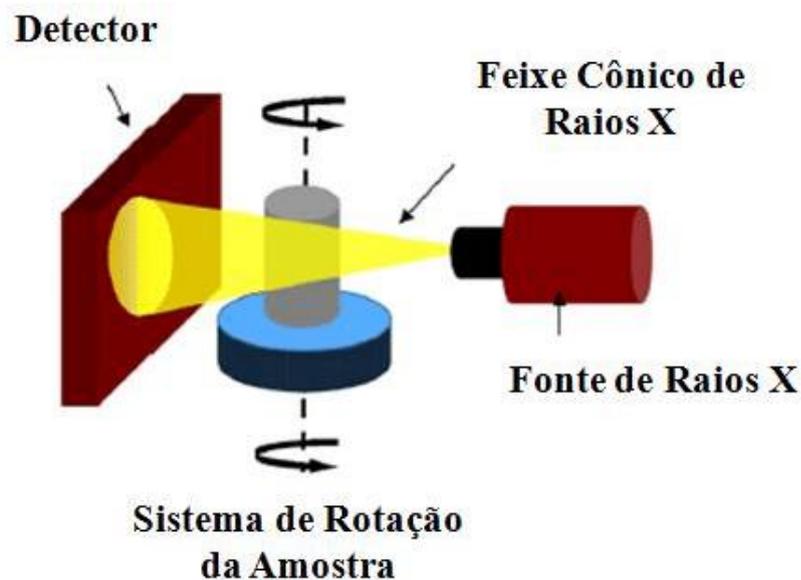
A baixa resolução espacial de tomógrafos médicos (100 μ m) não permite uma análise precisa e acurada de rochas reservatórios. Esse problema é superado apenas com o desenvolvi

mento da μ TC, que foi implementada inicialmente para estudar rochas sedimentares (OLIVEIRA et al., 2012).

4.5.1 Princípios da μ TC

A μ TC é uma técnica não destrutiva, utilizada na geração de seções transversais de um determinado material, por meio de um conjunto de projeções do plano, possuindo o mesmo princípio físico da TC (JACQUES et al., 2014). Sua diferença reside no tamanho do foco do tubo de raios X, que aqui é da ordem de micrometros. O princípio de funcionamento de um microtomógrafo consiste em um sistema em que o detector e a fonte de radiação são fixos e o objeto sofre rotação entre eles, como pode ser visto na Figura 5.

Figura 5-Representação esquemática de um sistema de microtomografia de raios X.



Fonte: MORENO-ATANASIO et al; (2010)

Considerando-se a eficiência de penetração dos raios X, e estes monocromáticos, a equação matemática que expressa a intensidade transmitida após interação com uma amostra é :

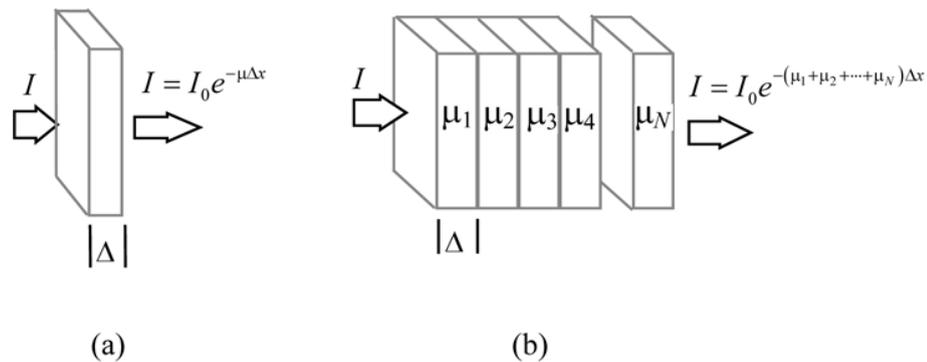
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

na qual, **I** é a intensidade transmitida, **I₀** é a intensidade do feixe incidente e μ é o coeficiente de atenuação linear do material e é um incremento de comprimento (CNUDDÉ; BOONE, 2013).

É certo que objetos com valores mais altos de μ atenuam mais os fótons de raios X do que objetos com valores menores de μ . Por exemplo, os valores de atenuação do osso são maiores que os dos tecidos moles, indicando que é mais difícil para os fótons de raios X penetrarem nos ossos do que nos tecidos moles.

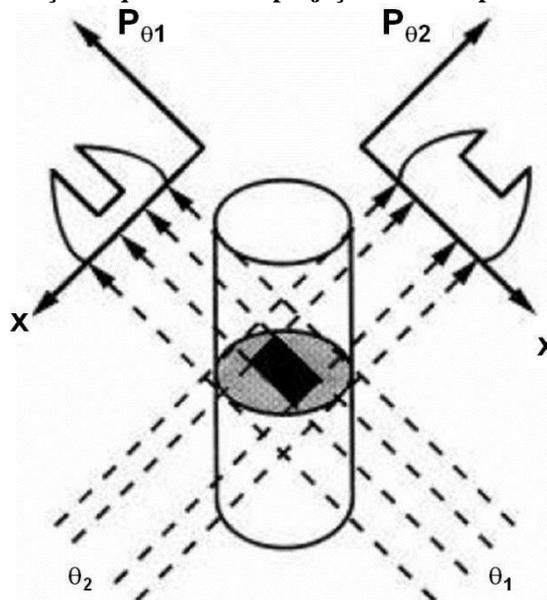
Por outro lado, o valor de μ para o ar é quase zero, indicando que o fluxo de raios X de entrada e saída é praticamente inalterado ao passar pelo ar. considerando um objeto não uniforme (um objeto feito de materiais com diferentes coeficientes de atenuação). A atenuação geral características pode ser calculada dividindo o objeto em elementos menores como mostrado na Figura 6.

Figura 6-A atenuação do material para um feixe monocromático de raios X(a). Qualquer objeto não uniforme pode ser subdividido em vários elementos, para cada elemento(b).



A ideia fundamental da tomografia computadorizada é gerar diversas projeções, guardando os dados geométricos sobre um objeto. O resultado final é a combinação de várias fatias bidimensionais do objeto. A correlação entre o objeto e as projeções do mesmo, vistos em ângulos diferentes, visto em dois ângulos diferentes é apresentada na figura 7. Quanto mais projeções da amostra são adquirida, melhor é a representatividade da amostra.

Figura 7-Representação esquemática de projeções obtidas para diferentes direções.



Fonte: STOCK, (1999)

4.6 Correções de Endurecimento de Feixe

Nesse tópico vão ser apresentadas as diferentes metodologias empregadas na correção de endurecimento de feixe (*beam hardening*).

Como os feixes são policromáticos, os fótons interagem de forma diferente na amostra devido sua diversidade de energia. À medida que os fótons de maior energia atravessam a amostra, os fótons de baixa energia não detêm energia suficiente para atravessar e são absorvidos. A absorção desses fótons de baixa energia gera um efeito de borda, também chamado de endurecimento de feixe. A proporção que o feixe interage com os materiais, sua energia efetiva aumenta deixando-o mais “duro”. Consequentemente, um feixe atravessando o centro de um objeto interagirá com mais materiais do que os feixes que atravessam a borda e, logo, esses feixes dirigem-se aos detectores mais intensos, concebendo na imagem uma borda mais clara que o centro, mesmo que o objeto seja homogêneo (MACHADO et al., 2015).

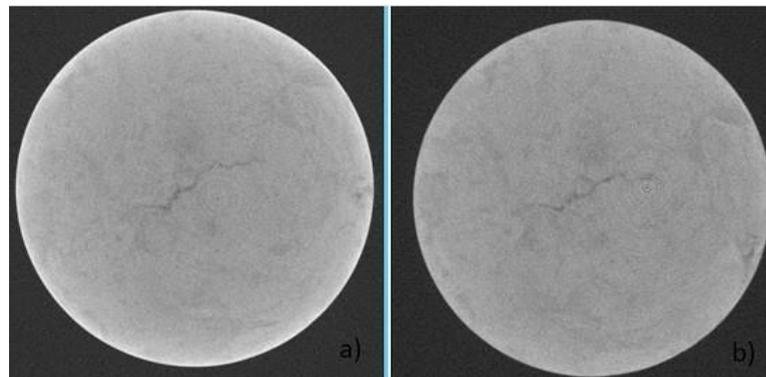
Esse efeito pode ser reduzido com uma pré-filtragem, que é a maneira mais simples e mais empregada para diminuir tal efeito. Ela é fundamentada na colocação de um material metálico, geralmente feito de alumínio, cobre ou latão, entre a fonte de raios X e o objeto a ser estudado. Desta forma, os fótons de baixa energia são removidos antes de interagir com o objeto,

e o espectro de energia se torna mais próximo ao monocromático, logo, reduzindo de forma significativa esse efeito. Uma análise deve ser feita preliminarmente para avaliar qual o material é o mais favorável para cada tipo de amostra examinada, assim como sua espessura.

Os filtros também diminuem a intensidade dos sinais, resultando na diminuição do contraste na imagem final. Sendo assim, saber escolher o filtro é fundamental para a obtenção do resultado esperado (JOVANOVIĆ et al., 2013).

A Figura 8 ilustra imagem obtida através de aquisição em μ CT, onde (a) esta com artefato de *beam hardening*, e (b) após a utilização de filtro de alumínio 2,5 mm.

Figura 8– Ilustração da imagem obtida através de aquisição em μ CT, onde a figura a) esta com artefato de beam hardening, e b) após a utilização de filtro de alumínio 2,5 mm.



Fonte: O AUTOR, (2018).

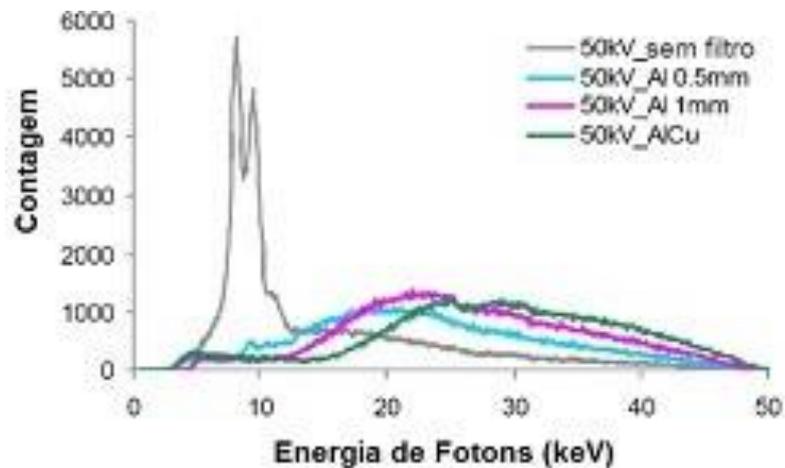
Existem mais dois métodos para correção de endurecimento de feixe: o método da dupla energia e o método de linearização. O método da dupla energia é apoiado no fato de que o coeficiente de atenuação não é função apenas da energia, bem como da composição química do material e da densidade, sendo capaz ser caracterizada pelo tipo de interação recebida pela radiação. Essa metodologia utiliza a medida de dados para feixes de dois valores de voltagens diferentes do tubo de raios X, isto é, para dois espectros diferentes considerando que dois materiais com coeficientes de atenuação idênticos, mas quimicamente ou com densidades diferentes podem ser separados. A utilização desse método para correção de endurecimento de feixe requer calibração preliminar do sistema de tomografia (JOVANOVIĆ et al., 2013). O método de linearização pode ser empregado muito simplesmente em amostras compostas por um único material. O efeito do endurecimento de feixe causa um desvio na curva linear (SALES, 2010) que correlaciona a absorção com a espessura de material. Por meio da linearização é

possível corrigir os efeitos do endurecimento de feixe, no entanto esse método é limitado para amostras compostas por um único material (JOVANOVIĆ et al., 2013).

4.6.1 Filtros

A filtragem é considerada o método mais prático para reduzir o efeito de endurecimento de feixe. Consiste em posicionar na frente da fonte um material metálico, proporcionando uma redução fótons de baixa energia. O espectro de uma fonte de raios X, sem filtragem e com diferentes filtros, é mostrado na Figura 9 (MANTOVANI; FERNANDES; CATARINA, 2013).

Figura 9-Distribuição da energia dos fótons de raios X para diferentes filtrações.



Fonte: MANTOVANI; FERNANDES; CATARINA (2013).

A desvantagem dessa técnica é que a intensidade dos raios X diminuem provocando uma diminuição da relação sinal-ruído da imagem, com isso, ocasionando uma perda da qualidade da imagem. Além do que, essa metodologia só proporciona apenas a redução do *beam hardening*.

4.7 Representação da Imagem de Tomografia Computadorizada

Na Tomografia Computadorizada podemos quantificar melhor a determinação do feixe em determinado objeto. Essas medições são expressas em unidades de Housfield, em homenagem a Godfrey Housfield, um dos pioneiros da TC. Essas unidades podem ser chamadas também de número de TC ou valores de densidades.

A imagem é o produto de saída mais importante de um sistema de tomografia computadorizada. Embora as imagens reconstruídas representem coeficiente de atenuação linear do objeto digitalizado, a escala de intensidade real usada em TC é a unidade de Hounsfield (HU).

$$\text{NúmeroTC} = \frac{\mu - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{ar}} - \mu_{\text{agua}}} \times 1000 \quad (2)$$

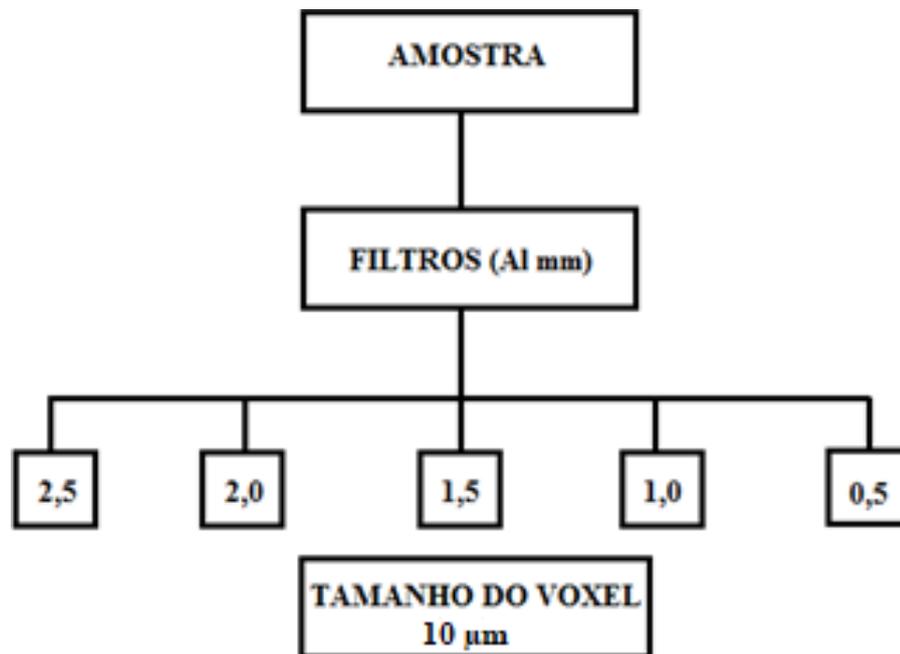
Na qual, μ_{agua} é o coeficiente de atenuação linear da água.

Por definição, o ar tem um número TC de -1000. O número TC para água é 0 HU. Os tecidos (incluindo gordura, músculo e outros tecidos do corpo) têm números TC variando de -100 HU a 60 HU. Os ossos corticais são mais atenuantes e têm números TC de 250 HU a mais de 1000 HU.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia foi dividida em quatro etapas: inicialmente realizou-se a fase de preparação das amostras de hidroxiapatita sintética pura (HAp) com a confecção das pastilhas utilizadas no presente estudo, bem como, a escolha dos filtros físicos adicionais que foram utilizados no processo de aquisição das imagens tomográficas (filtros de Alumínio com espessuras de 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5 mm, além de aquisição sem a utilização de filtro). A segunda etapa foi a utilização da técnica de tomografia computadorizada de Raios X, onde foram estabelecidos os parâmetros de escaneamento e a resolução espacial das amostras. A terceira e a quarta etapa consistiram na utilização de ferramentas computacionais para o processamento das imagens e análise estatística dos dados obtidos a partir delas. O fluxograma dessas etapas realizadas está apresentado na Figura 10.

Figura 10-Fluxograma das etapas de aquisição das imagens.



Fonte: O AUTOR (2018).

5.1 Confecção do Fantoma

O fantoma é uma estrutura que agrega na sua estrutura materiais que simulam os tecidos biológicos(ICRU, 1989), e cada vez mais são usados em vários procedimentos experimentais. Os fantasmas podem ser classificados conforme sua atuação, podendo ser chamados de dosímetros

de calibração e controle de qualidade na imagem, como também de acordo com a forma: sendo físicos, antropomórficos e virtuais (FULLER et al., 2015).

Os equipamentos de microtomografia computadorizada de raios X possuem um fantoma físico de Hidroxiapatita que é utilizado na calibração, como também para avaliação de densidade óssea (KALENDER, 2011).

5.1.1 Composto Químico

O composto químico utilizado na confecção das pastilhas foi a Hidroxiapatita (HAP-91), que consiste de um composto poroso, cristalino e de pureza certificada pelo fabricante sua composição química e densidade são mostrados na tabela 1. Esse composto representa cerca de 70% da massa natural dos ossos e dos dentes. A similaridade desse material com as fases cristalinas dos tecidos ósseos faz com que esse tipo de componente seja usado em estudos comparativos de densidade mineral óssea (DMO) (BICALHO et al., 2017).

Tabela 1-Hidroxiapatita sintética absorvível.

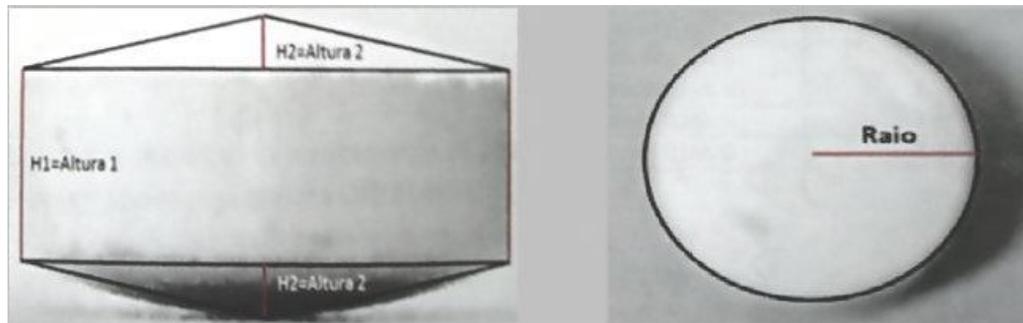
Fosfato de cálcio	Fórmula química	Ca/P	ρ (Kg/m ³)
Hidroxiapatita (HA)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1,67	3,16

Fonte: O AUTOR, (2018)

5.1.2 Determinação do volume de referência

Para obter as dimensões de cada pastilha de Hidroxiapatita primeiro foi calculado o volume do cone e do cilindro (Figura 11). Com paquímetro digital foi medido a altura do cone (H2) medindo 0,049cm e raio medindo 0,352cm, o valor do volume do cone foi de 0,00636cm³, em seguida, foi calculado o volume do cilindro, com altura de 0,228cm e raio 0,352cm obtendo um volume de 0,089cm³ os volumes foram somados para calcular as densidades, conforme mostrado na Tabela 2.

Figura 11-Dimensões das pastilhas de Hidroxiapatita sintética pura.



Fonte: O AUTOR,(2018)

Tabela 2- Características geométricas do fantoma.

Geometria	Raio (cm)	Altura (cm)	Volume (cm ³)
Cone	0,352	0,228	0,089
Cilindro	0,352	0,049	0,00636
Total			0,102

Fonte: O AUTOR, (2018)

5.1.3 Confeção das Pastilhas

Esta etapa teve como objetivo a preparação das pastilhas de Hidroxiapatita de diferentes densidades: HAp-1 com densidade de 1,53 g/cm³, HAp-2 com densidade de 1,72 g/cm³, HAp-3 com densidade de 1,92 g/cm³, HAp-4 com uma densidade de 2,11 g/cm³, HAp-5 com densidade de 2,30 g/cm³ (Tabela 3). Tais pastilhas foram utilizadas como material de referência (fantoma) para a avaliação de medições comparativas de densidades do osso. Tais pastilhas foram produzidas no laboratório de medicamentos do Departamento de Farmácia da UFPE. Para a fabricação das pastilhas o material granuloso de hidroxiapatita foi colocado em um pastilhador e submetido a uma pressão de 6 toneladas, para que o pó fosse compactado.

As massas para a confecção das pastilhas foram acondicionadas em tubos de ensaios para pesagem; esses tubos de ensaios e as pastilhas estão apresentados na Figura 12.

Figura 12-Tubos de ensaio com as massas de Hidroxiapatita (HAp) e as pastilhas.



Fonte: O AUTOR, (2018).

Tabela 3-Relaciona os valores das densidades para cada pastilha (HAp).

Pastilhas	Massa (g)	Densidade (g/cm ³)
HAp-1	0,16	1,53
HAp-2	0,17	1,72
HAp-3	0,19	1,92
HAp-4	0,21	2,11
HAp-5	0,23	2,30

DO AUTOR (2018).

5.2 Microtomógrafo Computadorizado de Raios X

Neste estudo foi utilizado o equipamento de microtomografia computadorizada de raios X (μ TC) modelo XT H 225 da empresa NIKON METROLOGY. O equipamento pertence ao Laboratório de Tomografia Computadorizada de Raios X (LTC-RX) do Departamento de Energia Nuclear da UFPE (Figura 13).

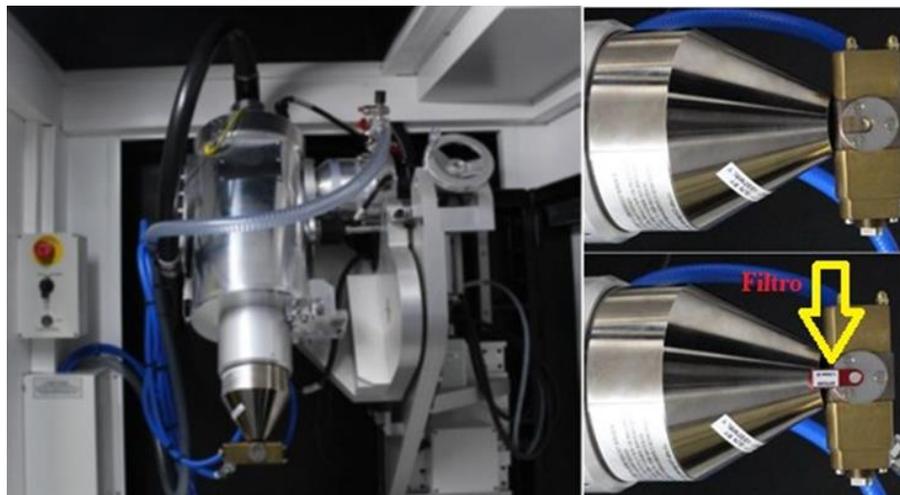
Figura 13-Equipamento de Microtomografia Computadorizada de Raios X.



Fonte: O AUTOR, (2018).

O Equipamento possui um sistema com fonte que pode chegar a uma tensão de 225 kV, microfoco de 3 μm , possui um suporte para filtração da radiação na saída do tubo de Raios X e alvo rotativo (Figura 14).

Figura 14-Fonte de Raios X, no detalhe a aplicação do filtro adicional.



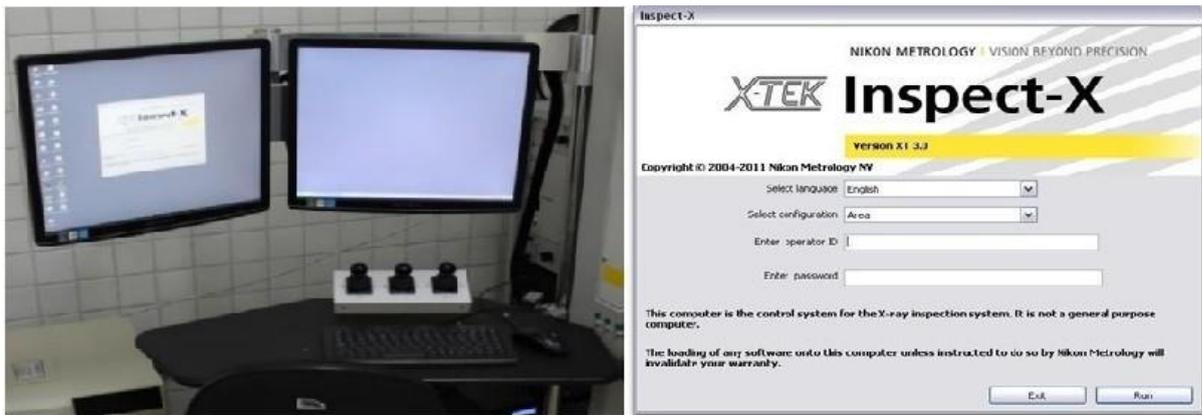
Fonte: O AUTOR, (2018).

Além disso, o equipamento possui detector modelo Varian 2520 *Flat panel* de 250 x 200 mm. A varredura do sensor de alta faixa dinâmica produz imagens de 1920 x 1536 digitalizadas para 16 bits.

5.2.1 Aquisição de Imagens

O programa utilizado para aquisição de imagens foi o Inspect – X (Nikon Metrology) (Figura 15) que permite que os parâmetros de entrada sejam configurados, tais como: posição da amostra, filtração adicional, tensão, corrente e tempo de exposição.

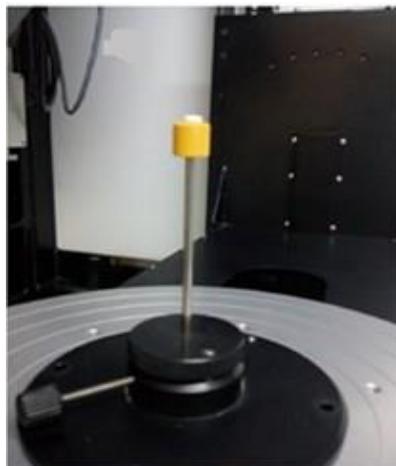
Figura 15-Interface software de aquisição de imagens - Inspect – X.



Fonte: O AUTOR, (2018)

Para uma melhor estabilidade na hora dos escaneamentos, foi utilizado suporte de fixação para as pastilhas de HAp, conforme é apresentado na Figura 16. Esse suporte faz parte do conjunto de acessórios do microtomógrafo computadorizado de raios X modelo XT H 225 da Nikon Metrology.

Figura 16-Suporte de fixação das Amostras.



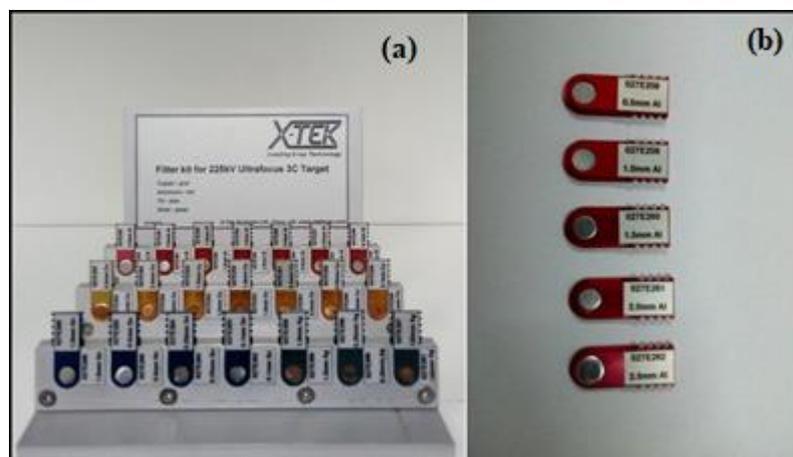
Fonte: O AUTOR, (2018)

5.2.2 Filtração dos Raios X

Os filtros são materiais utilizados durante o processo de aquisição de imagens, com o objetivo de atenuar os feixes de baixas energias, que se concentram principalmente nas bordas da amostra, e não contribui para uma boa qualidade da imagem. Os filtros metálicos, atenuando esses feixes de baixa intensidade, esse é o método mais eficiente para eliminar as baixas energias do espectro policromático dos raios X.

Os filtros podem ser constituídos de diversos materiais, como alumínio, cobre, estanho, prata e ferro, podendo também ser de espessura variadas. Alguns aparelhos de microtomografia de raios X geralmente possuem um conjunto de filtros adicionais. O equipamento utilizado no presente trabalho também possui um conjunto desses filtros (Figura 17), porém nesse estudo foram utilizados apenas filtros de alumínio de diferentes espessuras (0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5 mm) (Figura 20 e Tabela 2), como também, as amostras foram escaneadas sem a utilização de filtros.

Figura 17- Filtros adicionais.(a) filtros de alumínio e cobre, (b) filtro de alumínio.



Fonte: O AUTOR, (2018)

5.2.3 Parâmetros de Escaneamento

Para todos os escaneamentos realizados foi utilizado tensão de 100 kV, resolução espacial de $10\mu\text{m}$ ($10 \times 10 \times 10 \mu\text{m}^3$) e tempo de exposição de 25 min. A corrente variou de acordo com a espessura de filtro utilizada, uma vez que ela foi ajustada para evitar a saturação do detector (Tabela 4). Visto que cada pastilha foi escaneada com cada espessura de filtro, no total foram realizados 30 escaneamentos.

Tabela 4-Condições de escaneamentos com tensões e diferentes correntes.

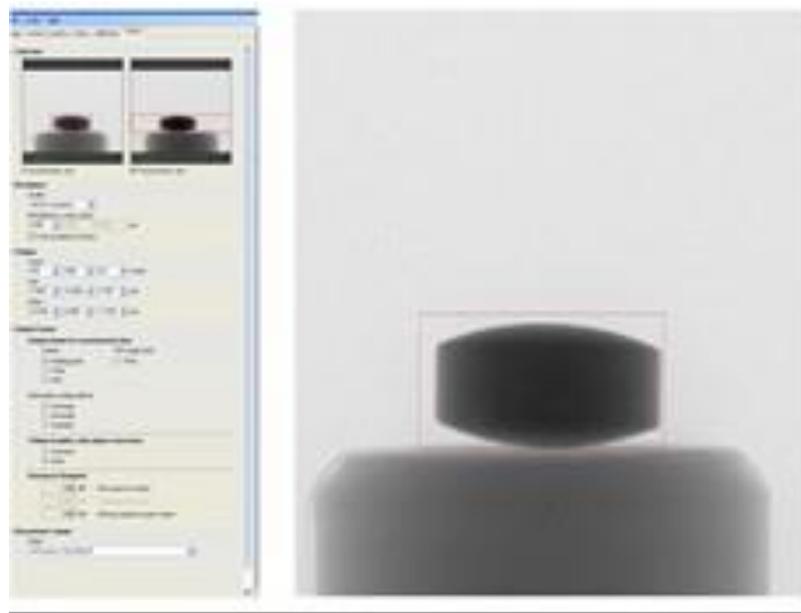
Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtro (Al)	Tempo (Min)
100	110	0,0	25
100	130	0,5	25
100	134	1,0	25
100	135	1,5	25
100	158	2,0	25
100	175	2,5	25

Fonte: O AUTOR (2018)

5.2.4 Reconstrução de imagens

Após a aquisição de imagens, iniciou-se o processo de reconstrução das mesmas. Para tal, foi utilizado o programa computacional CT PRO 3D XT 3.0.3 (Nikon Metrology NV), com o qual foi avaliada a qualidade das imagens obtidas no escaneamento, verificando se houve, por exemplo, alguma movimentação da amostra. Com esse programa, foi também selecionada a área de interesse, a qual foi reconstruída (Figura 18).

Figura 18-Interface do programa computacional CT PRO 3D.



Fonte: O AUTOR, (2018)

Uma outra etapa é a utilização do programa computacional VGStudio MAX 2.2 (Volume graphics, Heidelberg, Alemanha), para obtenção dos valores de tons de cinza que estão relacionados com os valores de intensidades após o escaneamento da amostra (TORRE et al., 2017). Nessa etapa a imagem é convertida para 16 bit e obtêm-se valores de coeficiente de atenuação linear na escala de cinza.

5.3 Processamento de Imagens das Pastilhas (HAp)

Para realização de todo o processamento das imagens, foram utilizadas ferramentas disponíveis no programa computacional *ImageJ*, como também rotina de MATLAB. Todas essas ferramentas estão disponíveis no Cluster do laboratório de Tomografia Computadorizada de Raios X do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco.

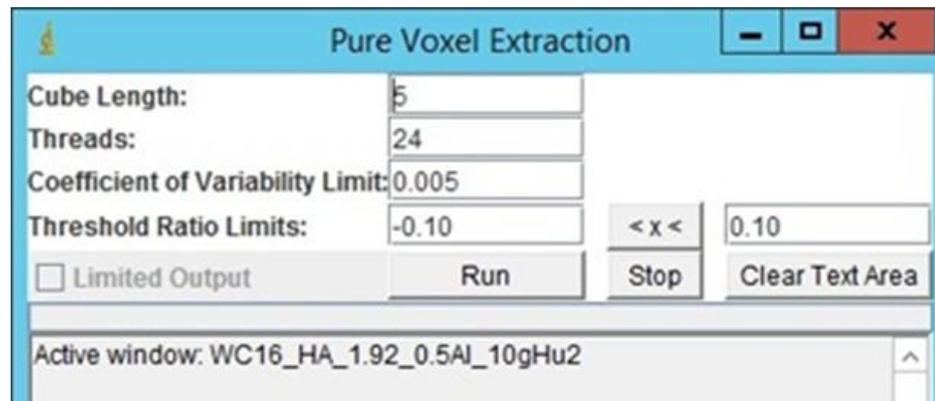
O *ImageJ* é um programa computacional livre e gratuito, desenvolvido pelo *National Institutes of Health (NIH)*, que dispõe de *plug-ins* e ferramentas que possibilitam o uso de filtros, parâmetros de segmentação e avaliação quantitativa de cada região de interesse (ROI).

O processamento das imagens digitais obedeceu a seguinte sequência:

- 1) Pré-processamento – consiste no alinhamento das imagens, aplicação de filtros, e eliminação de ruídos;
- 2) Segmentação em fases – onde são identificadas as fases de interesse da amostra, segmentando o fundo da área das pastilhas;
- 3) Quantificação das características da amostra – etapa que fornece as informações úteis para esse trabalho, como exemplo, a distribuição da Radiodensidade.

O PVE é uma ferramenta que tem como objetivo localizar os voxels relativamente puros dentro de uma imagem, onde os voxels semelhantes a uma vizinhança, ou seja, aqueles que representam predominantemente uma única fase, são extraídos (ELLIOT et al., 2007). A interface do *plug-in* Pure Voxel Extraction é mostrada na Figura 19.

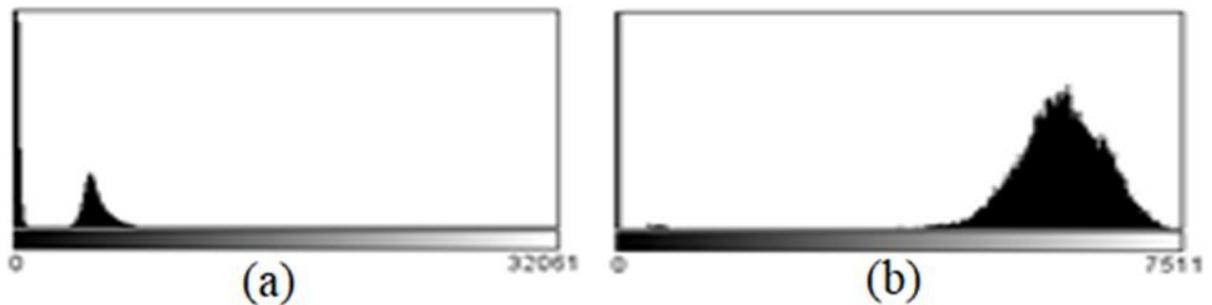
Figura 19-Interface do plugin PVE.



Fonte: O AUTOR (2018).

O histograma da imagem da imagem obtida após uso da ferramenta PVE foi utilizado para identificação das diferentes fases presentes nas imagens. Percebe-se que o histograma obtido após PVE (Figura 20b), quando comparado com o histograma da imagem original em escala de cinza (HU) (Figura 20a), possui novos picos.

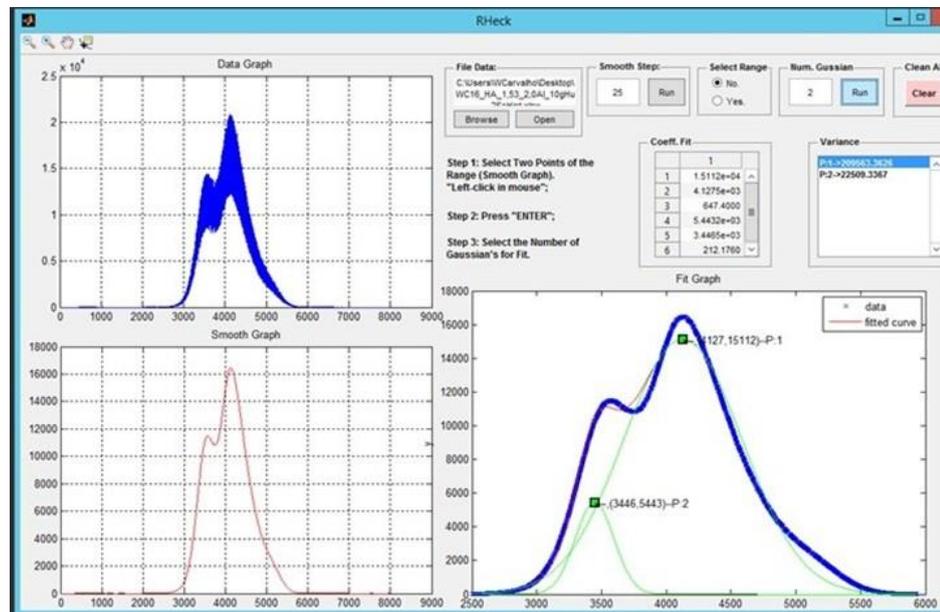
Figura 20-Imagem original (a) e imagem após PVE (b).



Fonte: O AUTOR, (2018).

Os histogramas obtidos a partir das imagens geradas pela ferramenta PVE foi utilizado em uma rotina do MATLAB com interface gráfica que usa gaussianas que se ajustam em seus dados no intuito de localizar os valores dos picos (médias) e calcular suas variâncias (Figura 21).

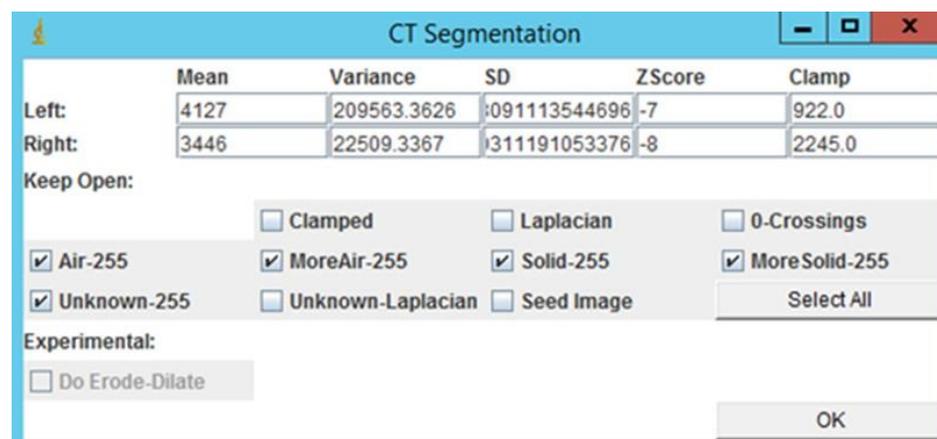
Figura 21-Interface da rotina MATLAB.



Fonte: O AUTOR, (2018)

Os valores das médias das gaussianas e suas variâncias encontradas via rotina do MATLAB, foram utilizadas para iniciar o processo de segmentação das fases nas imagens, através da localização dos voxels mistos. Para isso, é utilizado um *plug-in CT Segmentation* (Figura 22).

Figura 22-Interface do Plug-in CT Segmentation.



Fonte: O AUTOR, (2018).

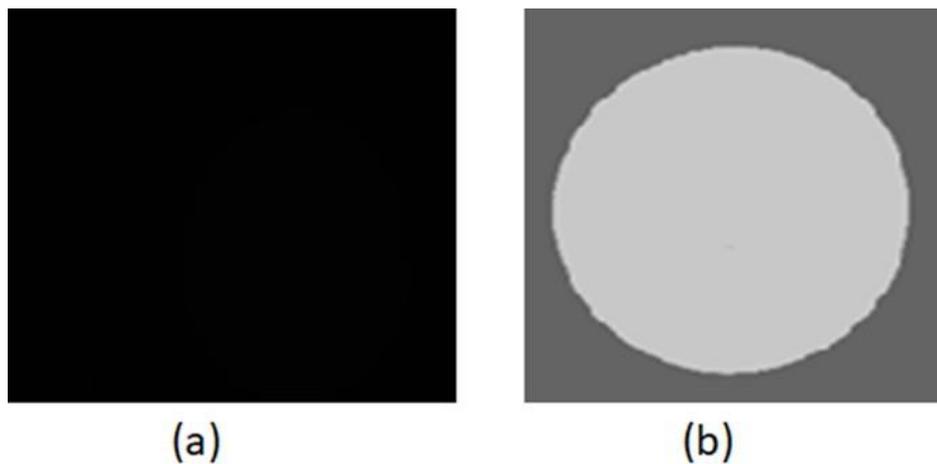
Esse *plug-in* é utilizado para a segmentação das fases de uma imagem, dividindo-a em regiões diferentes, onde cada uma possui voxels com características semelhantes. Para isso, foi necessário localizar e determinar as fases em que os voxels mistos podem ser inseridos. Os voxels mistos são aqueles que apresentam características de mais de uma fase, pos suindo grande

variabilidade quando comparado com seu entorno. Para localizá-los e determinar a fase em que eles possuem maior probabilidade de estarem inserido.

Para isso, foram utilizados os valores dos picos (*Mean*) e suas variâncias (*Variance*) encontrados a partir das gaussianas geradas na rotina do MATLAB, como também, foram adotados desvios padrões (*ZScore*), através de tentativa e erro, dos valores que resultassem na melhor representação das fases de interesse quando comparadas com a imagem original.

As imagens resultantes do processo de segmentação apresentaram os valores 1 e 2 para as regiões segmentadas. Como na escala de 8-bits os tons de cinza só podem variar de 0 até 255, os valores 1 e 2 são muito próximos de 0 (zero), deixando a imagem totalmente preta (Figura 23a). Portanto, para uma melhor visualização, a imagem final do processo de *CT Segmentation* foi multiplicada (*Math*) por uma constante de 100, como mostrado na Figura 23b.

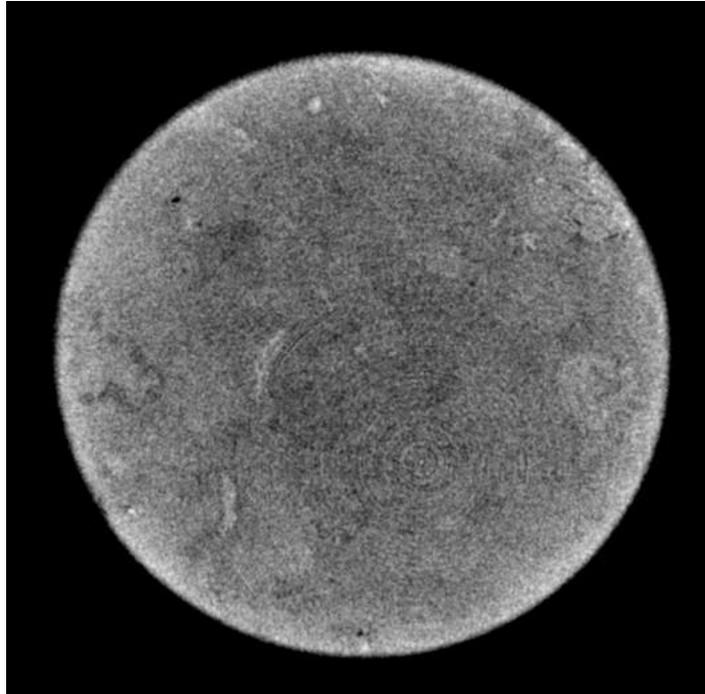
Figura 23-Imagem resultante da Segmentação (a) e multiplicada por 100 (b).



Fonte: O AUTOR (2018).

Logo após foram geradas imagens (Figura 24), onde a região do fundo representa NAN (Non Number) e valores representando a amostra. Para tal, foi feita uma subtração por 100 do valor de cada voxel da imagem e depois multiplicada pela imagem original. Para análises dos dados foram gerados histogramas de cada pastilha de HAp.

Figura 24-Imagem final da pastilha de Hap em escala de Hounsfield e fundo em NAN.



Fonte: O AUTOR (2018).

5.4 Análise dos Dados

A análise estatística desenvolvida no contexto desse trabalho foi baseada nos histogramas gerados das imagens de cada pastilha de HAp, os valores de contagem foi normalizados para que ficassem com área um e as curvas foram suavizadas.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

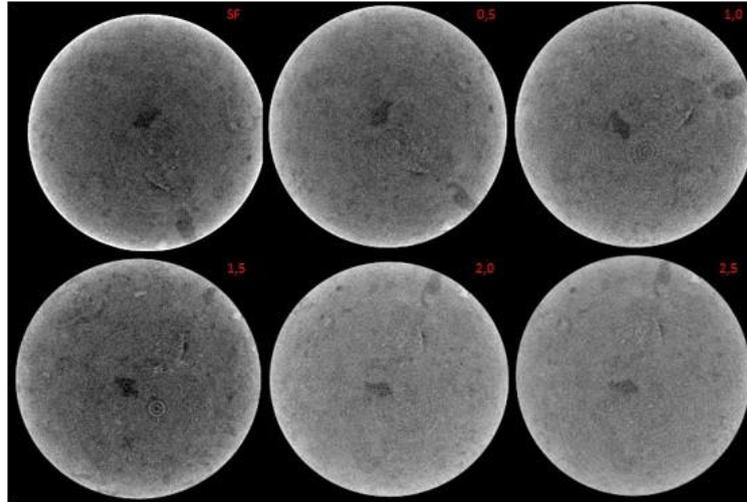
Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos na implementação da metodologia de análise da distribuição da radiodensidade na escala de Hounsfield utilizando pastilhas de HAp de diferentes densidades, para isso foi utilizado a técnica de microtomografia computadorizada de Raios X, para obtenção dos valores de radiodensidades.

As análises das imagens obtidas por μ TC permitiu avaliar a radiodensidade das pastilhas de HAp, tornando possível sua utilização como fantoma em um potencial uso na aplicação da escolha TH de tecidos ósseos.

6.1 Análise das imagens das pastilhas HAp

Pelas imagens (Figuras 25-29) obtidas por μ TC das pastilhas HAp desenvolvidas neste trabalho é possível visualizar uma variação de contraste (Figura 25) a medida que, aumentava a espessura do filtro. Esse comportamento ficou evidente principalmente nas imagens das pastilhas que foram utilizados os filtros de 2,0 e 2,5 mm de alumínio. Observa-se que nas imagens das pastilhas que utilizou-se os filtros 2,0 e 2,5 mm, existe uma perda de contraste dificultando a visualização das estruturas internas presentes nas imagens da pastilha. Nas imagens da Figura 29 ficou evidenciado fissuras no interior da pastilha sugerindo um problema no processo de compactação, esse comportamento ficou bastante evidente na pastilha de densidade $1,92 \text{ g/cm}^3$, além de apresentar diferenças de contraste nas imagens com utilização de filtro de maior espessura.

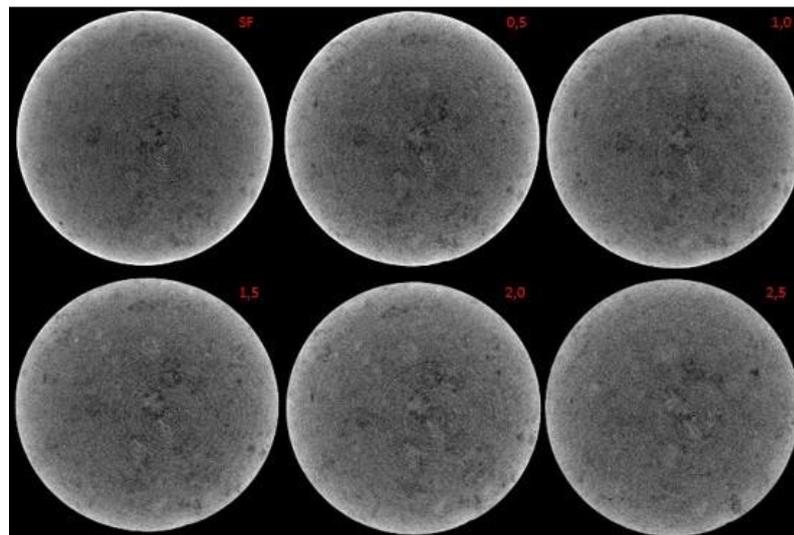
Figura 25-Imagens da pastilha de HAp com densidade 1,53 g/cm³ aplicando filtros de alumínio (0,0 - 2,5mm.)



Fonte: O AUTOR (2018)

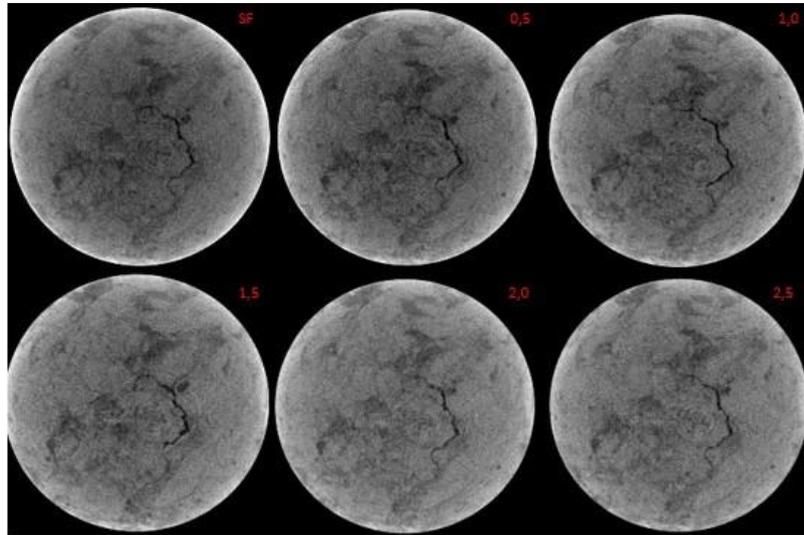
Observa-se que as imagens das pastilhas de HAp, apresentaram regiões com radiodensidades diferentes, onde as regiões da borda apresentam com maior radiodensidade, observa-se que apesar da substancia HAp ser a única presente nas pastilhas isso não é verdadeiro para garantir uma distribuição homogenia da radiodensidade.

Figura 26– Imagens da pastilha de HAp com densidade 1,72 g/cm³ aplicando filtros de alumínio (0,0 -2,5mm)



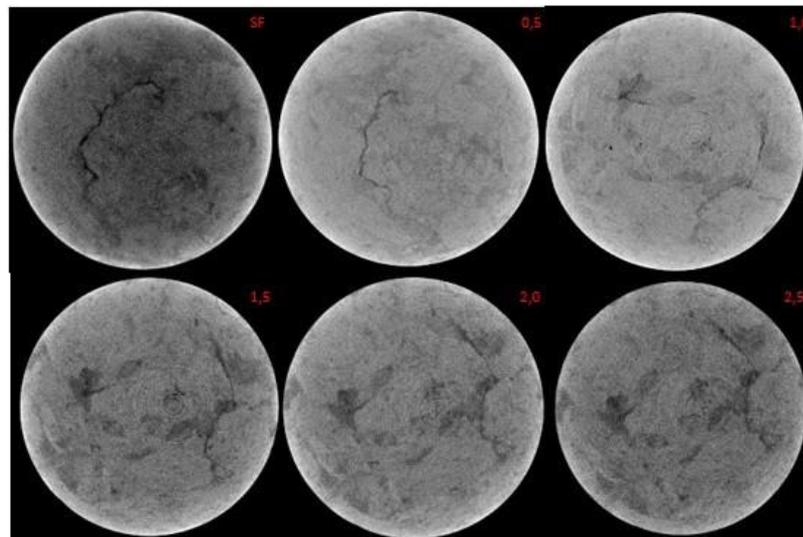
Fonte: O AUTOR (2018).

**Figura 27- Imagens da pastilha de HAp com densidade 1,92 g/cm³ aplicando filtros de alumínio
(0,0 -2,5mm)**



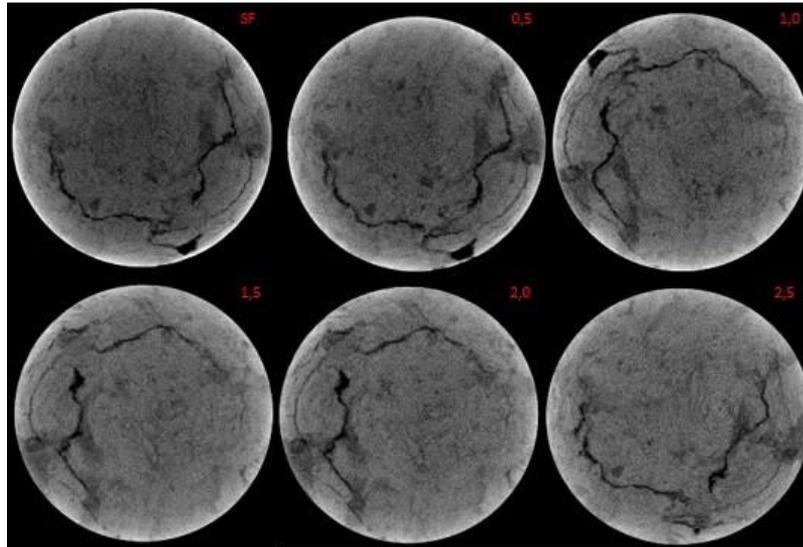
Fonte: O AUTOR (2018)

**Figura 28-Imagens da pastilha de HAp com densidade 2,11 g/cm³ aplicando filtros de alumínio
(0,0 -2,5mm)**



Fonte: O AUTOR (2018).

**Figura 29-Imagens da pastilha de HAp com densidade 2,30 g\cm³ aplicando filtros de alumínio
(0,0 -2,5mm)**



Fonte: O AUTOR (2018).

O formato de pastilha foi pensado para ser utilizado em dispositivos μ TC, garantindo uma simulação simplificada, porém adequada na avaliação dos valores de atenuação na escala HU. A HAp é um material padrão usado em fantasmas de calibração e controle de qualidade (KATSUMATA et al., 2009; MCCANN, 2004; SUESS, 1999). Embora o tecido ósseo tenha uma série de estruturas de alta densidade, como osso cortical e osso trabecular com uma alta concentração de HAp. Portanto, o fantoma usado neste estudo pode ser considerado como resultado da influência dos fótons que interagem com os detectores semelhantes à do tecido ósseo.

Além disso, para uma resolução de contraste e análise dos valores do voxel, diferentes densidades de pastilhas de HAp foram confeccionadas para representar várias densidades ósseas. De forma geral, as pastilhas apresentaram-se de forma distintas, comportamento evidenciado nas imagens com os respectivos contrastes para as diferentes densidades. Os resultados obtidos por essa técnica são importantes por terem sido realizados pela primeira vez.

Entende-se que um aprimoramento das preparações ainda deverá ser realizado e novas análises poderão ser desenvolvidas junto ao Laboratório de Tomografia Computadorizada de Raios X do Departamento de Energia Nuclear da UFPE visando o desenvolvimento de fantasmas de custo acessível.

6.2 Avaliação do comportamento dos filtros

Nas Figuras 30-34 foram apresentados os comportamentos das distribuições da atenuação na escala Hounsfield de cada pastilha de HAp em relação às diferentes espessuras de filtros de alumínio utilizados.

As tabelas 5-9 trazem algumas medidas descritivas para as variáveis filtros (00-2,5) mm de alumínio, dados dos histogramas. Comparando o grau de assimetria das curvas, observou-se que em todas configurações de escaneamento, as curvas apresentaram-se assimetrias negativas.

De um modo geral, verificou-se influência na distribuição da radiodensidade das pastilhas devido à espessura do filtro de alumínio utilizados, em todos os casos analisados, observou-se um deslocamento dos histogramas para a direita com a utilização dos diferentes de filtros. Isso ocorre devido à redução de fótons de baixa energia, os quais não conseguem ser detectados após interação com a amostra, produzindo regiões de baixa radiodensidade nas imagens, os chamados artefatos *beam hardening* (DEWULF; TAN; KIEKENS, 2012; HSIEH et al., 1999). Diante disso, a utilização dos filtros mostrou-se ser eficiente na redução dos feixes de baixa energia e consequentemente útil para melhoria da qualidade de imagens tomográficas, reduzindo artefatos.

O filtro 0,5 mm de alumínio, apresentou um maior grau de assimetria na curva de distribuição da radiodensidade na escala Hounsfield, evidenciando uma maior distribuição nos valores mais altos. Os filtros de espessuras de 0,0 a 2,5 mm apresentaram, para quase todos os casos, o mesmo deslocamento. Porém, o filtro mais espesso (2,5 mm) mostrara um comportamento contrário dos demais filtros, visto que os mesmos possuem uma redução no grau de assimetria. Diante disso, serão feitos estudos mais detalhados sobre esse comportamento.

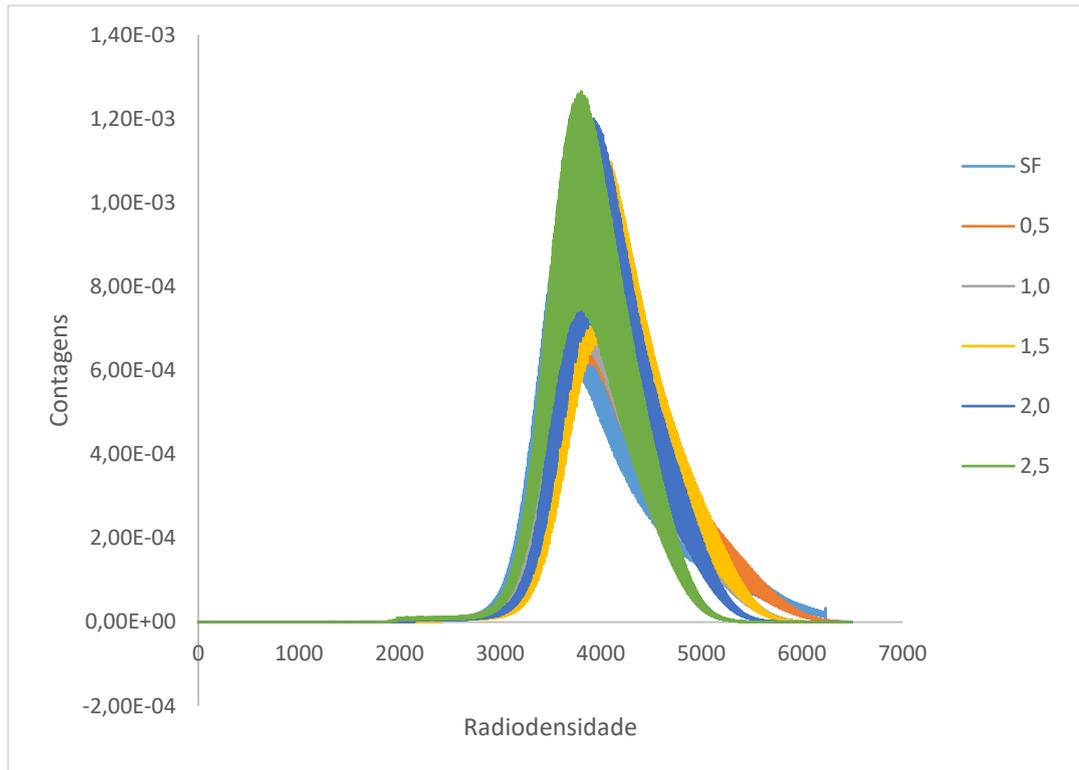
Tabela 5-Estatísticas descritivas para os dados representados na Figura 30.

Filtro	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
Al 0,5	4183	3768	4525	3538	5031	4079	1,76E-04	2,54E-01	757	-9,7768
Al 1,0	4087	3718	4409	3490	4839	4013	1,39E-04	2,56E-01	691	-10,6151
Al 1,5	4203	3857	4512	3634	4897	4142	1,24E-04	2,59E-01	655	-11,6473
Al 2,0	4087	3774	4378	3556	4720	4043	9,55E-05	2,59E-01	604	-12,3874
Al 2,5	3911	3629	4188	3414	4480	3886	5,83E-05	2,62E-01	559	-12,9034
Sem Filtro	4070	3616	4421	3388	5002	3937	2,08E-04	2,49E-01	805	-8,7814

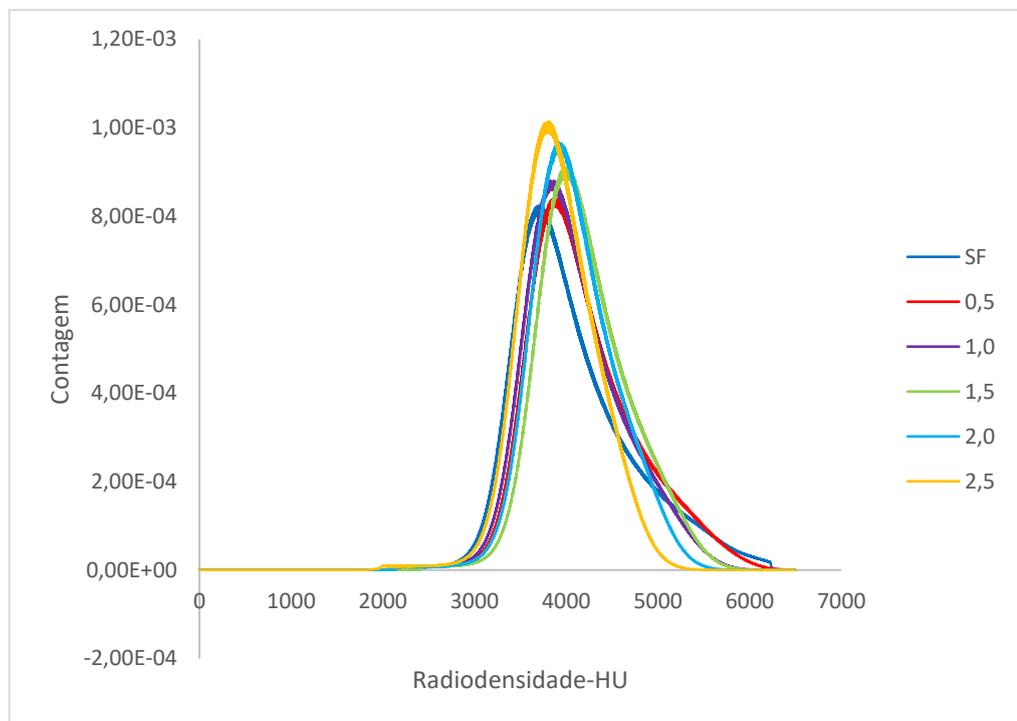
Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis; Al-Aluminio.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 30-Curva de distribuição da radiodensidade em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5 mm) para a densidade da pastilha 1,53 g/cm³(a). Curva suavizada (b).



(a)



(b)

Fonte: O AUTOR (2018)

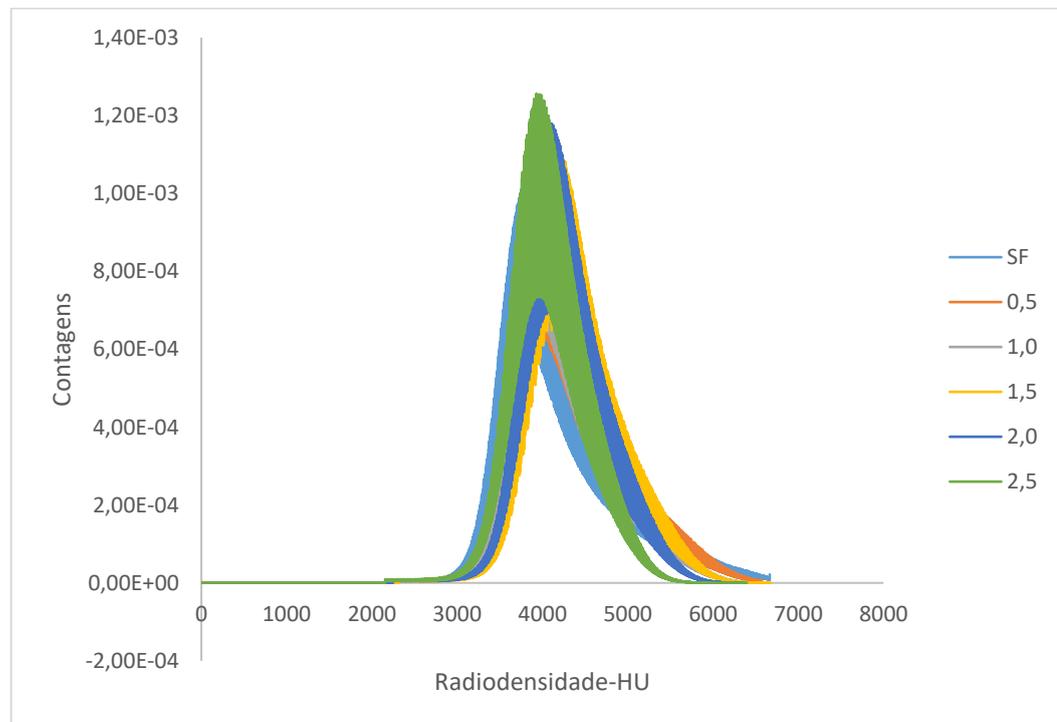
Tabela 6- Descritivas dos dados representados na Figura 31.

Filtro	Média	Min	Max	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	Curtose	IQR	Coefficient e de assimetria
Al 0.5	4328	1608	6573	3895	4666	3665	5213	4205	2,00E-04	2,49E-01	771	-9,9079
Al 1.0	4254	1682	6474	3864	4569	3640	5050	4156	1,75E-04	2,50E-01	705	-10,7901
Al 1.5	4390	1910	6682	4024	4702	3793	5133	4313	1,45E-04	2,53E-01	678	-11,7227
Al 2.0	4274	1984	6380	3864	4569	3640	5050	4156	2,41E-04	2,50E-01	705	-10,7901
Al 2.5	4089	2155	6400	3790	4361	3572	4686	4049	8,97E-05	2,56E-01	571	-13,1821
Sem Filtro	4206	161	666	372	455	350	518	4048	2,34E-04	2,45E-01	82	-8,8252

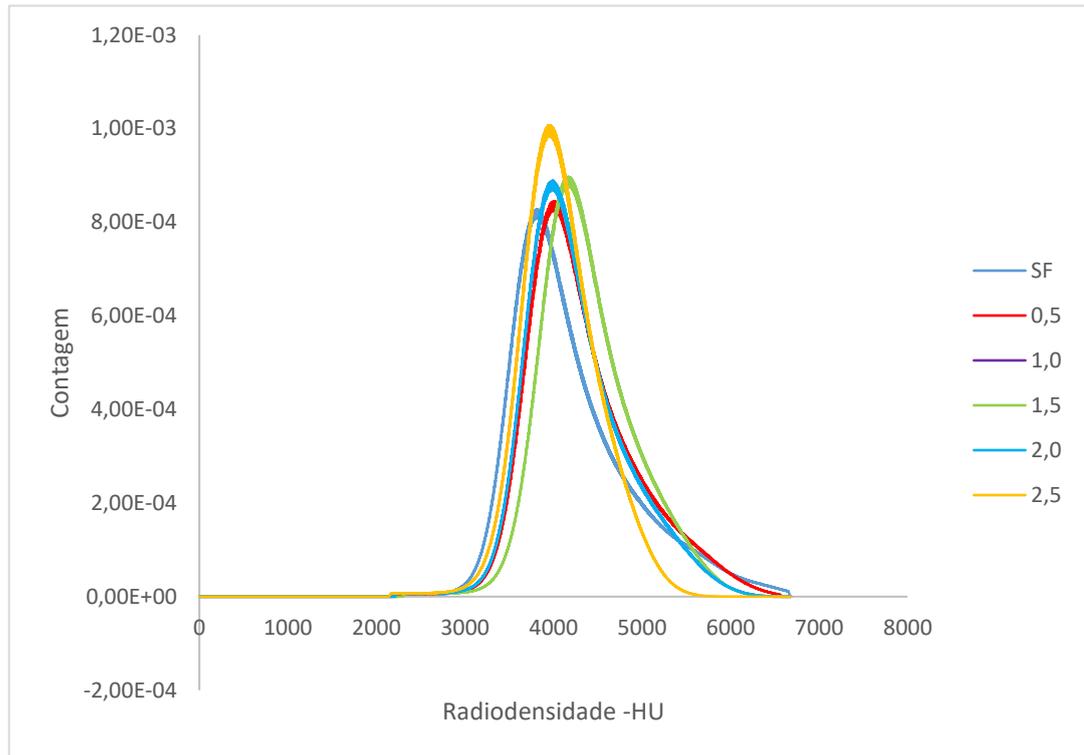
Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis; Al-Aluminio.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 31-Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 1,72 g/cm³ (c). Curva suavizada (d)



(c)



(d)

Fonte: O AUTOR (2018).

Verificou-se também que a curva de distribuição da pastilha $1,72\text{g/cm}^3$, quando utilizado o filtro de 1,0 mm de alumínio, apresenta um comportamento diferente em relação as outras pastilhas. O grau de achatamento da curva é maior aumentando o intervalo de distribuição, porém reduzindo os números de contagens dos fótons, essa mudança ocorre principalmente nas regiões de alta radiodensidade.

O uso de filtros mais espessos gerou feixes mais energéticos que não foram suficientemente atenuados pela amostra, reduzindo a detecção de variação de densidade dentro da pastilha (MACHADO et al., 2015).

As imagens das pastilhas apresentaram maiores radiodensidades na região de borda, isso se deu devido ao processo de confecção das amostras, visto que a compactação do material granulado não foi uniforme.

Tabela 7- Descritivas dos dados representados na Figura 32.

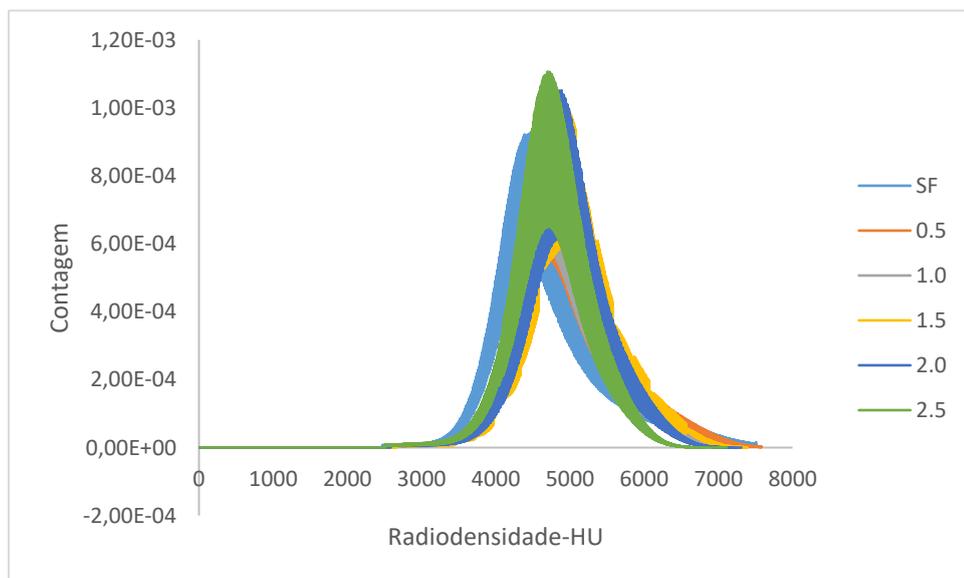
Filtro	Média	Min	Max	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	Curtose	IQR	Coefficiente de assimetria
Al 0.5	4328	1608	6573	4486	5296	4188	5890	4831	1,55E-04	2,38E-01	810	-10,9284
Al 1.0	4254	1682	6474	4472	5220	4177	5735	4802	1,21E-04	2,40E-01	748	-11,8396
Al 1.5	4390	1910	6682	4676	5400	4367	5872	5005	8,95E-05	2,41E-01	724	-12,8260
Al 2.0	4274	1984	6380	4594	5273	4289	5685	4912	5,66E-05	2,43E-01	679	-13,4683
Al 2.5	4089	2155	6400	4444	5078	4150	5433	4748	2,88E-05	2,47E-01	634	-13,9779
Sem Filtro	4206	1619	6667	4262	5122	3972	5799	4615	1,91E-04	2,35E-01	860	-9,7326

Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis; Al-Alumínio.

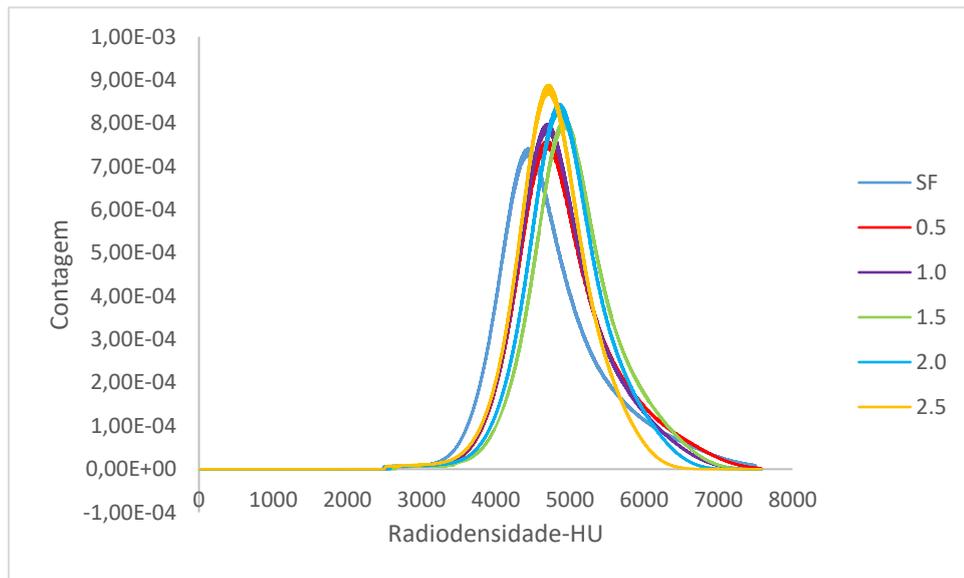
Fonte: O AUTOR (2018)

Diante disso, o uso de filtros afetou principalmente essa região. Os filtros diminuem a intensidade dos sinais, resultando na diminuição do contraste na imagem, é fundamental a escolha certa do filtro para alcançar um bom resultado (BARBOSA; SANTOS; SALMON, 2015). Diante dos comportamentos mencionados anteriormente, observou-se que houve uma relação direta entre a espessura do filtro utilizado com o estreitamento da distribuição e o aumento do pico.

Figura 32-Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 1,92 g/cm³ (f). Curva suavizada (g).



(f)



(g)

Fonte: O AUTOR (2018).

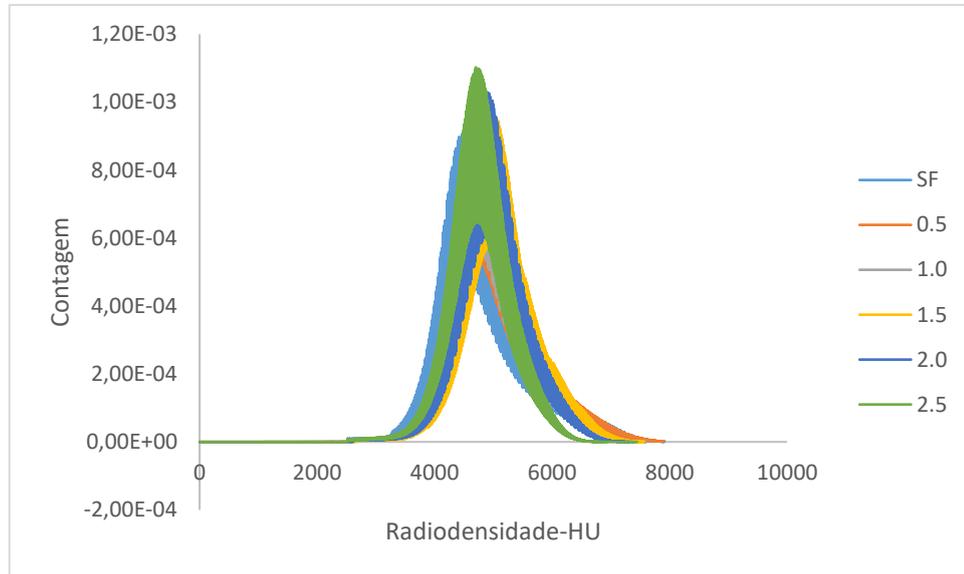
Tabela 8- Descritivas dos dados representados na Figura 33.

Filtro	Média	Min	Max	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	Curtose	IQR	Coefficient e de assimetria
Al 0.5	4993	1093	7902	4526	5361	4229	5990	4874	1,66E-04	2,37E-01	835	-10,6743
Al 1.0	4929	1273	7600	4509	5279	4207	5820	4846	1,28E-04	2,39E-01	770	-11,5870
Al 1.5	5107	2086	7565	4713	5455	4399	5944	5049	9,35E-05	2,40E-01	742	-12,6092
Al 2.0	4988	2539	7420	4626	5322	4317	5753	4950	6,55E-05	2,42E-01	696	-13,2241
Al 2.5	4783	2383	7448	4460	5099	4163	5462	4767	3,04E-05	2,46E-01	639	-13,9202
Sem Filtro	4827	1666	7916	4317	5212	4020	5916	4679	1,93E-04	2,36E-01	895	-9,4559

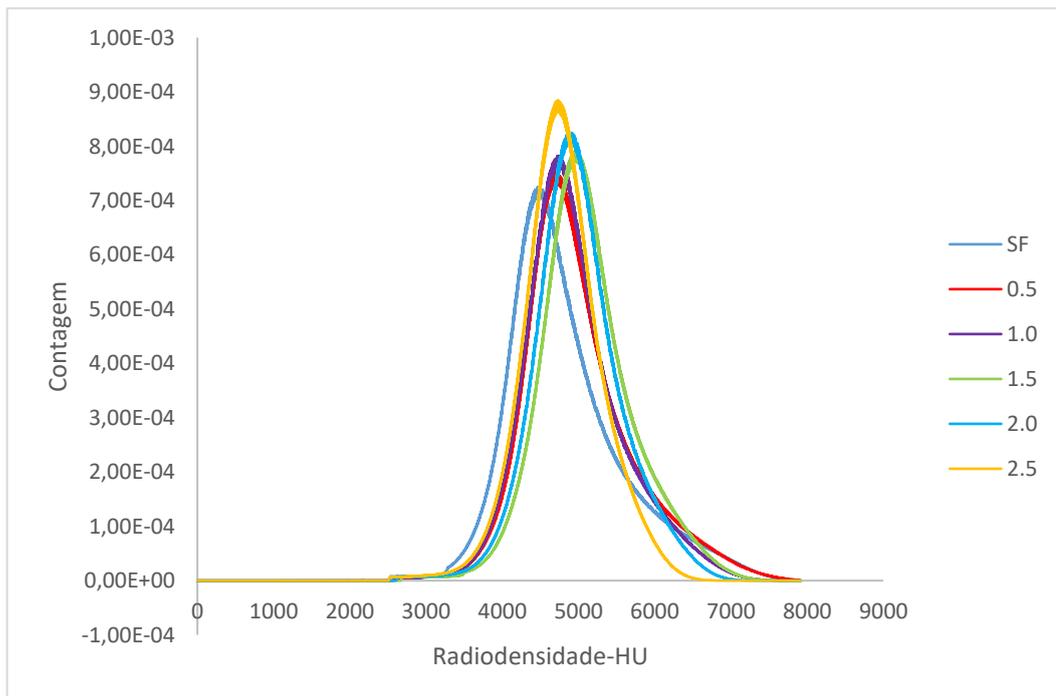
Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis; Al-Aluminio.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 33- Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 2,11 g/cm³ (h). Curva suavizada (i).



(h)



(i)

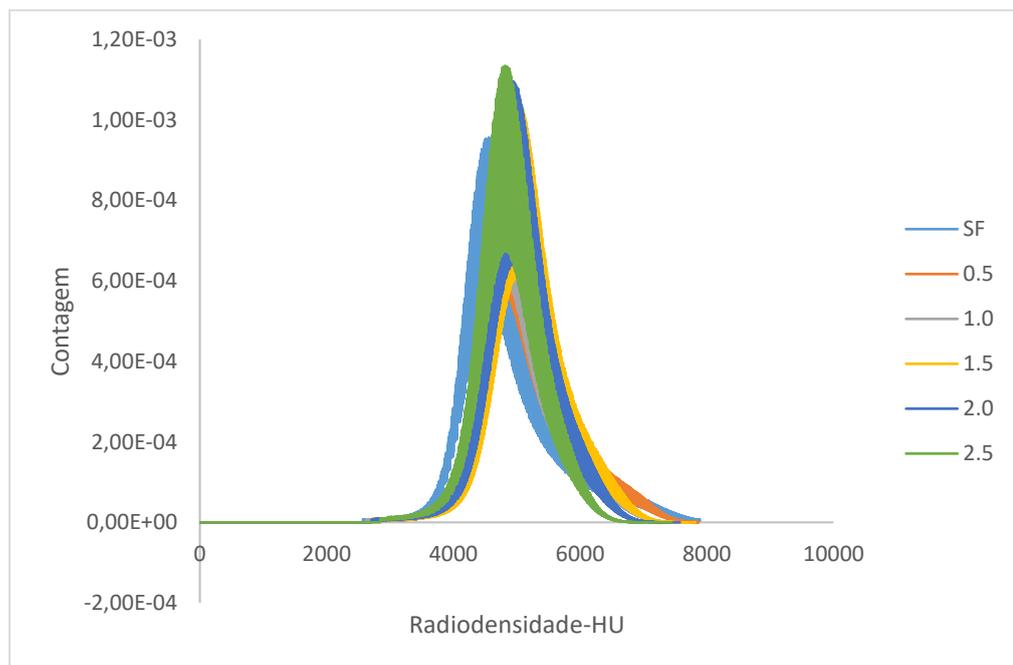
Tabela 9- Descritivas dos dados representados na Figura 34.

Filtro	Média	Min	Max	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	Curtose	IQR	Coefficient e de assimetria
Al 0.5	5094	2147	7870	4640	5449	4368	6081	4972	1,75E-04	2,36E-01	809	-11,2917
Al 1.0	5017	2248	7527	4619	5351	4349	5886	4932	1,37E-04	2,38E-01	732	-12,4754
Al 1.5	5183	1898	7820	4812	5518	4532	5998	5124	9,87E-05	2,41E-01	706	-13,5156
Al 2.0	5070	2709	7578	4731	5391	4452	5810	5032	6,84E-05	2,43E-01	660	-14,2485
Al 2.5	4909	2852	7446	4597	5216	4324	5575	4888	4,12E-05	2,47E-01	619	-14,7932
Sem Filtro	4928	1889	7889	4418	5291	4154	6027	4761	2,17E-04	2,33E-01	873	-9,9072

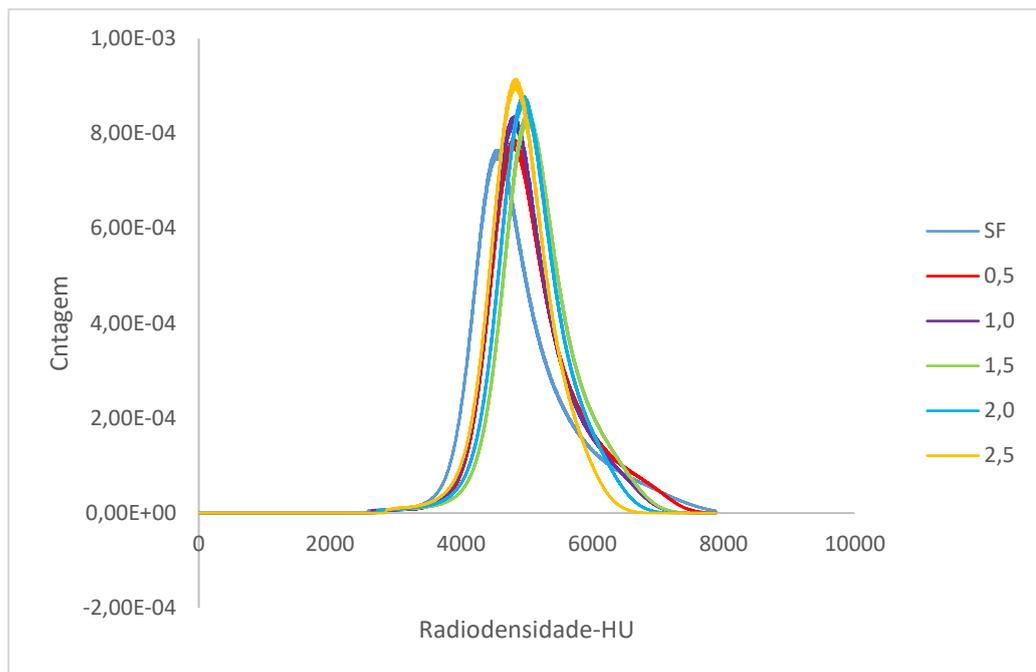
Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis; Al-Alumínio.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 34-Curva de distribuição da radiodensidade normalizada em relação às diferentes espessuras de filtro de alumínio (0-2,5mm) para a densidade da pastilha 2,30 g/cm³(j). Curva suavizada (l).



(j)



(I)

6.3 Avaliação do comportamento da distribuição de Intensidade

Nas Figuras 35-40 foram apresentados os comportamentos da distribuição de intensidades na escala Hounsfield, das diferentes densidades de pastilhas de Hap, em relação a mesma espessura de filtro de alumínio. Foram avaliadas as curvas de distribuição suavizadas da frequência dos dados. Os dados foram comparados pelo grau de achatamento das curvas, que representa a quantidade de fótons que interagiram com a amostra, que pode influenciar os níveis de cinza representados na imagem.

Quando se avaliou o grau de achatamento das curvas, utilizando o método estatístico de curtose, verificou-se que para todas as densidades das pastilhas houve uma diminuição do achatamento das curvas, a medida que aumentava a espessura dos filtros. Esse comportamento indica uma concentração de voxels mais próximo ao centro da curva.

A pastilha de HAP com densidade $2,11 \text{ g/cm}^3$ foi que apresentou o maior grau de achatamento em todas as configurações de filtros. Já a pastilha de densidade $1,53 \text{ g/cm}^3$ foi a que apresentou um menor grau de achatamento da curva. A distinção dessas densidades sugere uma

facilidade na determinação de diferentes fases de uma amostra heterogênea, podendo servir como parâmetro na escolha de um limiar ótimo no processo de segmentação de imagens.

Diante disso, observou-se que para qualquer configuração de filtro, é possível identificar regiões dentro de uma amostra com densidades menores que $1,72 \text{ g/cm}^3$ e de regiões maiores que $1,92 \text{ g/cm}^3$.

Verificou-se que também é possível identificar as pastilhas com densidades de 1,53 e $1,72 \text{ g/cm}^3$, principalmente com a utilização de filtros de alumínio com espessuras maiores que 1,5 mm.

Observou-se uma sobreposição das distribuições de radiodensidade das diferentes densidades de pastilha para todos os filtros utilizados. Diante disso, a utilização desses filtros de alumínio não se mostrou eficiente para a identificação de regiões com tais densidades dentro de uma amostra. O aumento da densidade ou diminuição da mesma pode afetar na distribuição dos valores dos voxels, achados semelhantes foram relatados por (BRYANT,2008).

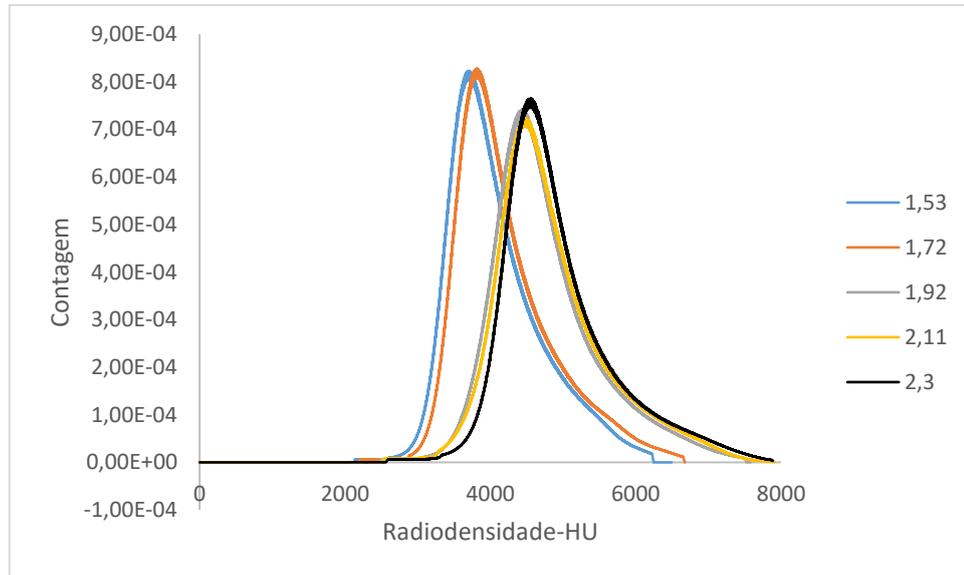
Tabela 10-Descritivas dos dados representados na Figura 35.

HAp(g/cm ³)	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
1,53	4070	3616	4421	3388	5002	3937	2,08E-04	2,49E-01	805	-8,7814
1,72	4206	3727	4551	3502	5181	4048	2,34E-04	2,45E-01	824	-8,8252
1,92	4756	4262	5122	3972	5799	4615	1,91E-04	2,35E-01	860	-9,7326
2,11	4827	4317	5212	4020	5916	4679	1,93E-04	2,36E-01	895	-9,4559
2,30	4928	4418	5291	4154	6027	4761	2,17E-04	2,33E-01	873	-9,9072

Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 35-Curva de distribuição normal da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas sem aplicação do filtro de alumínio.



Fonte:DO AUTOR (2018).

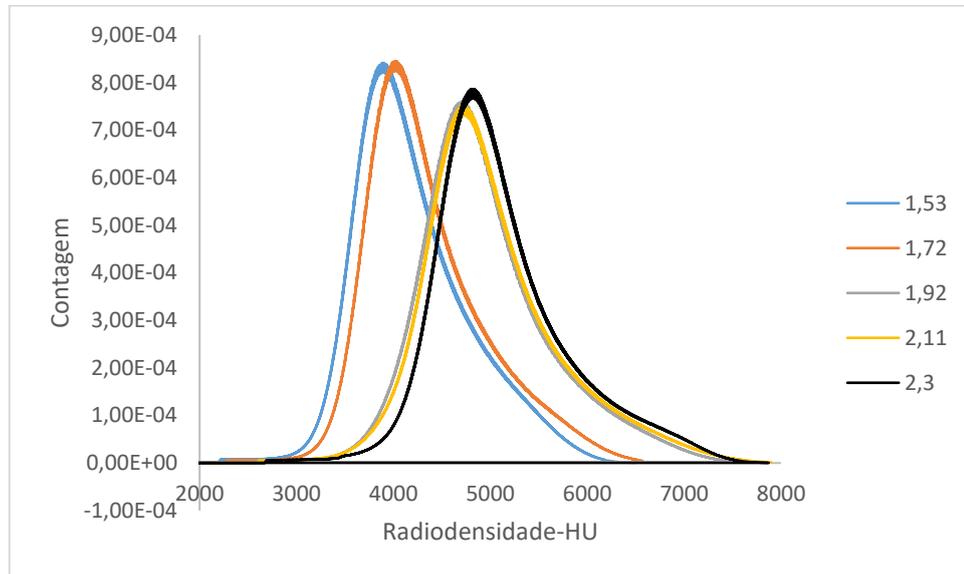
Tabela 11-Descritivas dos dados representados na Figura 36.

HAp(g/cm3)	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
1,53	4183	3768	4525	3538	5031	4079	1,76E-04	2,54E-01	757	-9,7768
1,72	4328	3895	4666	3665	5213	4205	2,00E-04	2,49E-01	771	-9,9079
1,92	4937	4486	5296	4188	5890	4831	1,55E-04	2,38E-01	810	-10,9284
2,11	4993	4526	5361	4229	5990	4874	1,66E-04	2,37E-01	835	-10,6743
2,30	5094	4640	5449	4368	6081	4972	1,75E-04	2,36E-01	809	-11,2917

Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 36-Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com relação às diferentes densidades das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 0,5 mm.



DO AUTOR (2018).

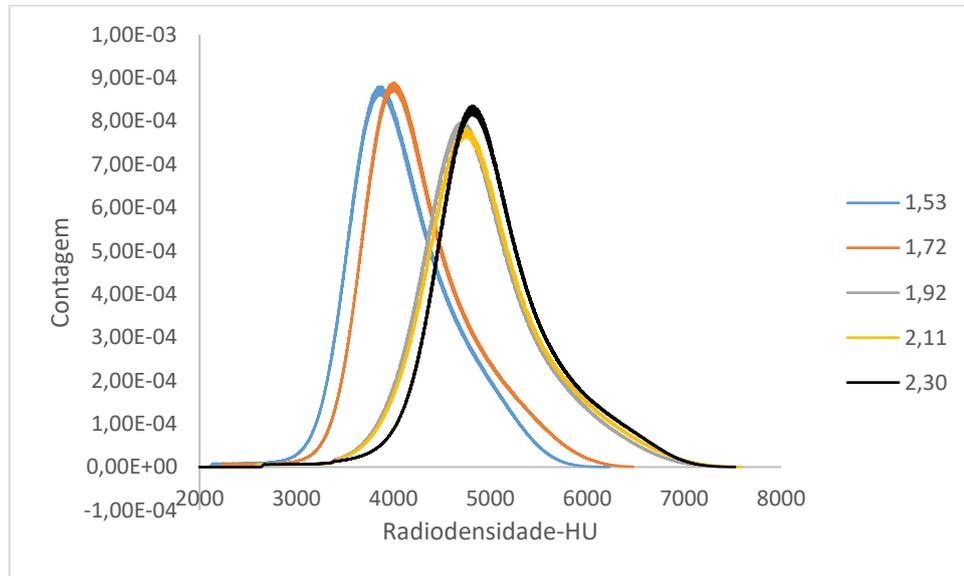
Tabela 12-Descrições dos dados representados na Figura 37.

HAp(g/cm ³)	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
1,53	4087	3718	4409	3490	4839	4013	1,39E-04	2,56E-01	691	-10,6151
1,72	4254	3864	4569	3640	5050	4156	1,75E-04	2,50E-01	705	-10,7901
1,92	4878	4472	5220	4177	5735	4802	1,21E-04	2,40E-01	748	-11,8396
2,11	4929	4509	5279	4207	5820	4846	1,28E-04	2,39E-01	770	-11,5870
2,30	5017	4619	5351	4349	5886	4932	1,37E-04	2,38E-01	732	-12,4754

Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 37-Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 1,0 mm.



DO AUTOR (2018).

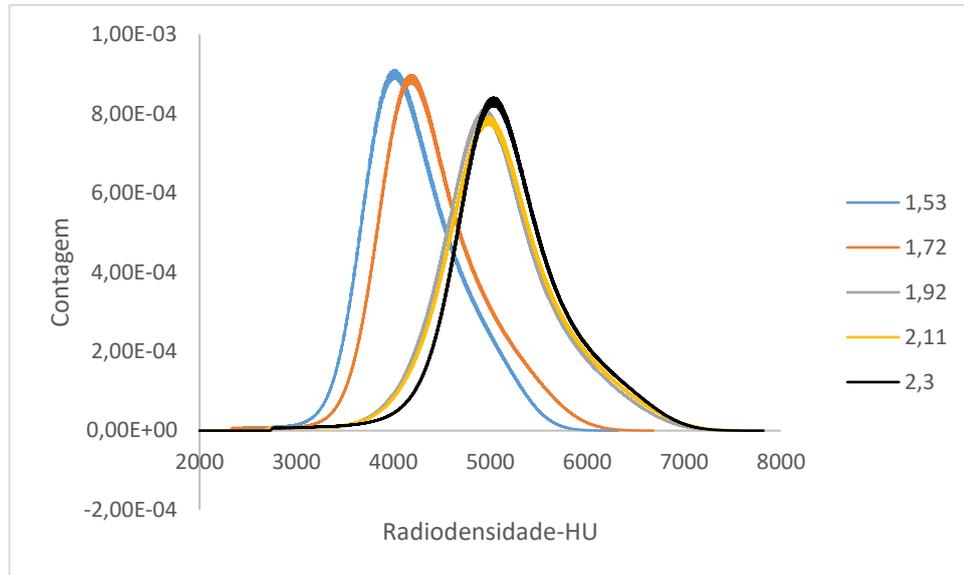
Tabela 13-Descrições dos dados representados na Figura 38.

HAp(g/cm ³)	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
1,53	4203	3857	4512	3634	4897	4142	1,24E-04	2,59E-01	655	-11,6473
1,72	4390	4024	4702	3793	5133	4313	1,45E-04	2,53E-01	678	-11,7227
1,92	5059	4676	5400	4367	5872	5005	8,95E-05	2,41E-01	724	-12,8260
2,11	5107	4713	5455	4399	5944	5049	9,35E-05	2,40E-01	742	-12,6092
2,30	5183	4812	5518	4532	5998	5124	9,87E-05	2,41E-01	706	-13,5156

Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 38-Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 1,5 mm.



Fonte:DO AUTOR (2018).

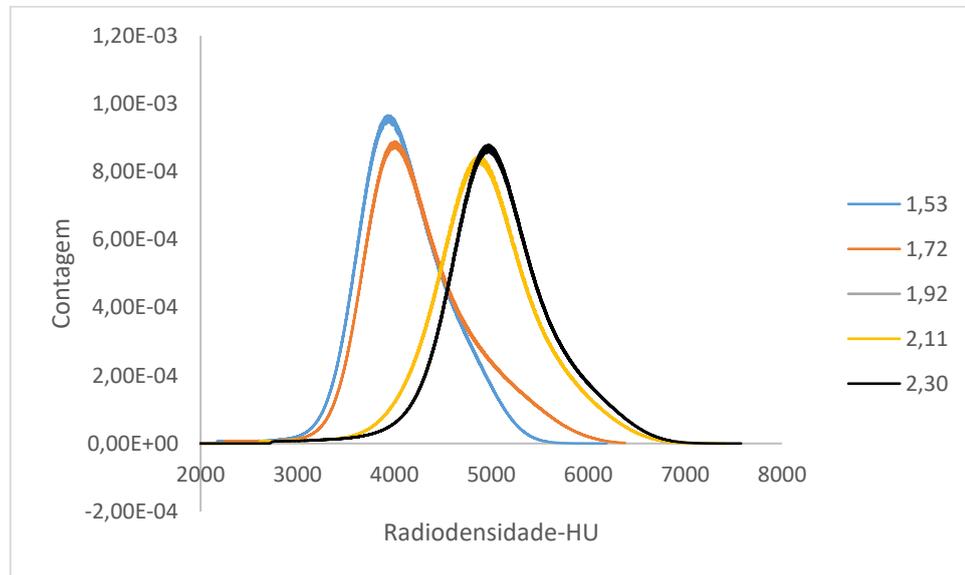
Tabela 14-Descritivas dos dados representados na Figura 39.

HAp(g/cm3)	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
1,53	4087	3774	4378	3556	4720	4043	9,55E-05	2,59E-01	604	-12,3874
1,72	4274	3864	4569	3640	5050	4156	2,41E-04	2,50E-01	705	-10,7901
1,92	4944	4594	5273	4289	5685	4912	5,66E-05	2,43E-01	679	-13,4683
2,11	4988	4626	5322	4317	5753	4950	6,55E-05	2,42E-01	696	-13,2241
2,30	5070	4731	5391	4452	5810	5032	6,84E-05	2,43E-01	660	-14,2485

Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis.

Fonte: O AUTOR (2018)

Figura 39-Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 2,0 mm.



Fonte: DO AUTOR (2018).

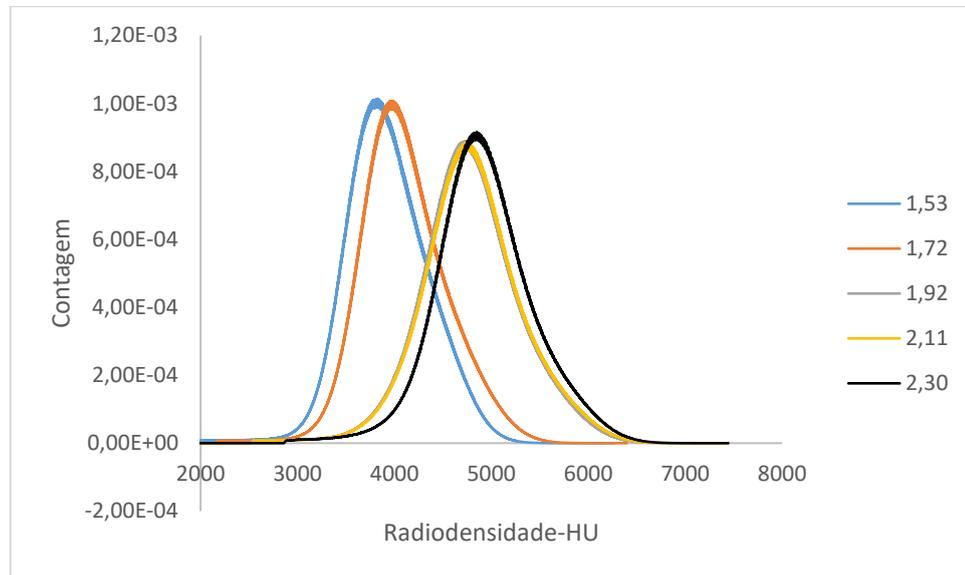
Tabela 15-Descrições dos dados representados na Figura 40.

HAp(g/cm ³)	Média	Q1	Q3	P10	P90	Mediana	Assimetria	curtose	IQR	coeficiente de assimetria
1,53	3911	3629	4188	3414	4480	3886	5,83E-05	2,62E-01	559	-12,9034
1,72	4089	3790	4361	3572	4686	4049	8,97E-05	2,56E-01	571	-13,1821
1,92	4763	4444	5078	4150	5433	4748	2,88E-05	2,47E-01	634	-13,9779
2,11	4783	4460	5099	4163	5462	4767	3,04E-05	2,46E-01	639	-13,9202
2,30	4909	4597	5216	4324	5575	4888	4,12E-05	2,47E-01	619	-14,7932

Q1 – Primeiro Quartil; Q3 – Terceiro Quartil; P10- Percentil 10; P90-Percentil 90; IQR- Diferença entre quartis.

Fonte: DO AUTOR (2018)

Figura 40-Distribuição da radiodensidade em relação às diferentes densidades aparente das pastilhas com aplicação do filtro de alumínio espessura 2,5 mm.



Fonte: DO AUTOR (2018).

A μ TC forneceu imagens que possibilitaram obter informações quanto a variação da atenuação na escala Hounsfield das pastilhas de HAp apresentando de forma satisfatória para aplicação como fantoma de tecidos ósseos, especialmente na escolha do limiar ótimo que identifique suas fases.

7 CONCLUSÃO

A maioria dos estudos envolvendo a utilização de fantasmas se baseiam no uso destes disponíveis comercialmente. No presente trabalho, confeccionou-se pastilhas de HAp com diferentes densidades. Como principal resultado deste trabalho, foi possível avaliar a distribuição de intensidades na escala Hounsfield, das pastilhas de Hap com diferentes densidades utilizadas como fantoma.

Apesar do método simples da confecção das pastilhas de HAp, este estudo mostrou-se eficaz na condução dos resultados preliminares importantes para o desenvolvimento da técnica de caracterização das pastilhas Hap como fantoma.

Neste estudo foi possível verificar que a técnica de tomografia computadorizada de raios X foi satisfatória na identificação das pastilhas com diferentes densidades. A utilização adequada do filtro de alumínio contribui para identificação das pastilhas com densidades diferentes, ou seja, sugerindo estruturas diferentes.

Sugere-se neste estudo que a utilização da técnica μ TC para caracterização de fantoma de HAp de baixo custo, é preliminar para auxiliar no estudo de estruturas mais complexas.

Os resultados da distribuição da radiodensidade, nas pastilhas de Hap, mostraram comportamento similar para todas densidades comparando a utilização de cada espessura de filtro de alumínio. Foi possível observar um comportamento assimétrico das curvas com deslocamentos dos histogramas para a direita, onde estão os voxels de maior intensidade.

Pelas análises das imagens das pastilhas, observou-se que as regiões de borda apresentaram um brilho maior, sugerindo maiores valores de radiodensidades em relação ao centro, esse comportamento é esperado devido ao processo de confecção das mesmas, uma vez que o processo de compressão não é uniforme, a área de borda tornou-se mais densa. Isso sugere que quanto maior a densidade maior a radiodensidade. Esse achado é observado também a partir dos histogramas das pastilhas, pois à medida que a densidade das pastilhas aumenta, os respectivos histogramas apresentam um aumento no brilho.

REFERÊNCIAS

- ALESSIO, R., Nogueira, L.P., Salata, C., Mantuano, A., Almeida, A.P., Braz, D., de Almeida, C.E., Tromba, G. and Barroso, R.C. Analysis of cortical bone porosity using synchrotron radiation microtomography to evaluate the effects of chemotherapy. *Radiation Physics and Chemistry*, 116, pp.: 252-256, 2015.
- ANDERSON, P., J. C. Elliott, U. Bose, and S. J. Jones. "A comparison of the mineral content of enamel and dentine in human premolars and enamel pearls measured by X-ray microtomography." *Archives of oral biology* 41, no. 3: 281-290, 1996.
- BARBOSA, Jeam Haroldo Oliveira; SANTOS, Antonio Carlos; SALMON, Carlos Ernesto Garrido. Imagem ponderada em suscetibilidade magnética: diferenciando calcificação de hemossiderina. *Radiologia Brasileira*, v. 2, n. 48, : p. 93 – 100, 04, 2015.
- BAXTER, J.S., Gibson, E., Eagleson, R. and Peters, T.M. The semiotics of medical image Segmentation. *Medical image analysis*, 44, : pp.54-71, 2018.
- BICALHO, Sheyla M. C. Máximo; BORGES, Andréa P. B.; REZENDE, Cleuza de Faria. *HAP-91 e COL.HAP-91 Casuísticas e Estudos Científicos*. 3. ed. [S.l.]: UFMG, 2017.
- BRASIL, HFF, PM PEREIRA, JAM CORREA, and EMS RODRIGUES. "SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAL HÍBRIDO TIPO HIDROTALCITA-HIDROXIAPATITA." *Blucher Chemical Engineering Proceedings* 1, no. 2:13471-13478, 2015.
- BRYANT, J. A., N. A. Drage, and Stephen Richmond. "Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system." *Dentomaxillofacial Radiology* 37, no. 7: 365-374, 2008.
- BURGER, Wilhelm; BURGE, Mark J. Digital Images. [s.n.], 2016. :p. 1 – 21, 2016.
- CARDINAL, Lucas, Gabriela da Rosa Zimermann, Fausto Medeiros Mendes, Ildeu Andrade, Dauro Douglas Oliveira, and Gladys Cristina Dominguez. "The impact of rapid maxillary expansion on maxillary first molar root morphology of cleft subjects." *Clinical oral investigations* 22, : no. 1, 369-376, 2018.
- CANHÃO, H., J. E. Fonseca, and M. V. Queiroz. "Epidemiologia da osteoporose, mecanismos de remodelação óssea e factores protectores do osso." *Acta reum port* 30: 225-240, 2005.
- CHANG, Jina, Tae-Suk Suh, and Dong-Soo Lee. "Development of a deformable lung phantom for the evaluation of deformable registration." *Journal of applied clinical medical physics* 11, no. 1: 281-286, 2010.
- CNUUDE, V.; BOONE, M.N. High-resolution X-ray computed tomography in geosciences: A review of the current technology and applications. v. 123: p. 1 – 17, 8, 2013.
- COSTA, Milton Melciades Barbosa; NOVA, João Luiz Leocadio da; CANEVARO, Lucía Viviana. Efeito da filtração adicional nas doses de radiação e na qualidade das imagens nos

exames videofluoroscópicos. v. 42, n. 6, p. 379 – 387, 12, 2009.

DAISH, C. et al. Estimation of anisotropic permeability in trabecular bone based on microCT imaging and pore-scale fluid dynamics simulations. v. 6: p. 129 – 139, 6, 2017.

DEGUETTE, C.; RAMOND-ROQUIN, A.; ROUGÉ-MAILLART, C. Relationships between age and microarchitectural descriptors of iliac trabecular bone determined by microCT. v. 101, n.333: p. 64–70, 6, 2017.

DEWULF, Wim; TAN, Ye; KIEKENS, Kim. Sense and non-sense of beam hardening correction in CT metrology. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, n. 61: p. 495 – 498, 2012.

ELLIOT, Thomas R., and Richard J. Heck. "A comparison of optical and X-ray CT technique for void analysis in soil thin section." *Geoderma* 141: no. 1-2,60-70,2007.

FERRARE, Nathália, André Ferreira Leite, Hugo César Pinto Marques Caracas, Ricardo Bentes de Azevedo, Nilce Santos de Melo, and Paulo Tadeu de Souza Figueiredo. "Cone-beam computed tomography and microtomography for alveolar bone measurements." *Surgical and Radiologic Anatomy* 35: no. 6,495-502,2013.

FREDENBERG, Erik. Spectral and dual-energy X-ray imaging for medical applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, v. 878, p. 74 – 87, 1, 2018.

FULLER, Henrique; FULLER, Ricardo; PEREIRA, Rosa Maria R. Tomografia computadorizada quantitativa periférica de alta resolução para avaliação de parâmetros morfológicos e funcionais ósseos. *Revista Brasileira de Reumatologia*, v. 55, n. 4: p. 352 – 362, 7, 2015.

GODOY-MONZON, D., Martín Buttaró, Fernando Comba, Gerardo Zanotti, Francisco Piccaluga, and I. Neira-Borrajo. "Resultados de un vástago con cobertura completa de hidroxiapatita con un seguimiento mínimo de 5 años." *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* 61: no. 6,390-396, 2017.

GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E. *Processamento de imagens digitais*. [s.n.], 2000.

HARA, T., E. Tanck, J. Homminga, and R. Huiskes. "The influence of microcomputed tomography threshold variations on the assessment of structural and mechanical trabecular bone properties." *Bone* 31: no. 1,107-109, 2002.

HSIEH, Jiang. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. [S.l.: s.n.], 2016.

HSIEH, Jiang, Robert C. Molthen, Christopher A. Dawson, and Roger H. Johnson. "An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT." *Medical physics* 27: no. 1,23-29, 2000.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS. *Prescribing, recording, and reporting electron beam therapy*. No. 71. Oxford University Press, 2004.

KATSUMATA, Akitoshi, Akiko Hirukawa, Shinji Okumura, Munetaka Naitoh, Masami Fujishita, Eiichiro Arijii, and Robert P. Langlais. "Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial

region: an in vitro study." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 107, no. 3: 420-425, 2009.

JACQUES, Patricia D., Alexis Rosa Nummer, Richard J. Heck, and Rômulo Machado. "The use of microtomography in structural geology: A new methodology to analyse fault faces." *Journal of Structural Geology* 66: 347-355, 2014.

JIAN, Fu, and Lu Hongnian. "Beam-hardening correction method based on original sinogram for X-CT." *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 556, no. 1: 379-385, 2006.

JOVANOVIĆ, Zoran, Faisal Khan, Frieder Enzmann, and Michael Kersten. "Simultaneous segmentation and beam-hardening correction in computed microtomography of rock cores." *Computers & geosciences* 56: 142-150, 2013.

KALENDER, Willi A. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. In: 3. ed. [S.l.: s.n.], cap. 4, p. 111 – 115, 2011.

LUNDIN, Elin L., Martin Stauber, Panagiota Papageorgiou, Martin Ehrbar, Chafik Ghayor, Franz E. Weber, Christine Tanner, and Orcun Goksel. "Automatic registration of 2D histological sections to 3D microCT volumes: Trabecular bone." *Bone* 105: 173-183, 2017.

MACHADO, A. C., T. J. L. Oliveira, F. B. Cruz, R. T. Lopes, and I. Lima. "X-ray microtomography of hydrochloric acid propagation in carbonate rocks." *Applied Radiation and Isotopes* 96: 129-134, 2015.

MCCANN C.; Alasti H. Comparative evaluation of image quality from three CT simulation scanners. *J Appl Clin Med Phys.*, v. 4, n. 5, p. 55 – 70, 2004.

MANTOVANI, Iara Frangiotti. "Microtomografia e nanotomografia de raios X aplicada à caracterização multiescalar de sistemas porosos carbonáticos." (2013).

MENIN, Olavo H.; ARTIOLI, Vanessa Rolnik. Tomografia de Impedância Elétrica: uma nova técnica de imageamento em medicina. *Iluminart*, n. 05, 08 2010.

MENZEL, Hans-Georg. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Journal of the ICRU*, Oxford University Press, v. 14, n. 2, p. 1 – 2, 2014.

MOREIRA, Richard Douglas Ribeiro. "Injeção de vapor auxiliado por drenagem gravitacional em poço único." (2006).

MORENO-ATANASIO, Roberto, Richard A. Williams, and Xiaodong Jia. "Combining X-ray microtomography with computer simulation for analysis of granular and porous materials." *Particuology* 8, no. 2 : 81-99, 2010.

MYINT, Soe W., Patricia Gober, Anthony Brazel, Susanne Grossman-Clarke, and Qihao Weng. "Per-pixel vs. object-based classification of urban land cover extraction using high spatial resolution imagery." *Remote sensing of environment* 115, no. 5 : 1145-1161, 2011.

NAZARIAN, Ara, Brian D. Snyder, David Zurakowski, and Ralph Müller. "Quantitative micro-computed tomography: a non-invasive method to assess equivalent bone mineral density." *Bone* 43, no. 2 : 302-311, 2008.

OLIVEIRA, M. F. S., I. Lima, L. Borghi, and R. T. Lopes. "X-ray microtomography application in pore space reservoir rock." *Applied Radiation and Isotopes* 70, no. 7: 1376-1378, 2012.

PEDRINI, H.; SCHWARTZ, W. R. *Análise de Imagens Digitais: Princípios, Algoritmos e Aplicações*. São Paulo: THOMSON LEARNING, 2008.

PÉREZ, P., F. Malano, G. Dedossi, E. Fernández Bodereau, R. Figueroa, M. Santibañez, J. Vedelago, and M. Valente. "Ensayo Estructural No Destructivo Utilizando Microtomografía de Rayos X para Estimación de Diferencias de Densidad Mássica en Muestras Óseas de Conejo." *International Journal of Morphology* 34, no. 4 : 1232-1238, 2016.

PINO-MÍNGUEZ, J., A. Jorge-Mora, R. Couceiro-Otero, and C. García-Santiago. "Estudio de viabilidad y adhesividad celular de osteoblastos a cementos óseos utilizados en técnicas de refuerzo vertebral, mezclados con hidroxiapatita a distintas concentraciones." *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* 59, no. 2: 122-128, 2015.

ROBERTO-RODRIGUES, M., R. M. P. Fernandes, R. Senos, A. C. D. Scoralick, A. L. Bastos, T. M. P. Santos, L. P. Viana, I. Lima, M. A. Guzman-Silva, and J. R. Kfoury-Júnior. "Novel rat model of nonunion fracture with vascular deficit." *Injury* 46, no. 4 : 649-654, 2015.

LESZCZYŃSKI, Bartosz, Paulina Sojka-Leszczynska, Dorota Wojtysiak, Andrzej Wróbel, and Roman Pędryś. "Visualization of porcine eye anatomy by X-ray microtomography." *Experimental eye research* 167: 51-55, 2018.

SALES, Erika da Silva. *Estudo da Qualidade óssea através das técnicas de Microtomografia e microfluorescência de Raios X*. 2010. 206 p. Tese (ENGENHARIA NUCLEAR) — UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO.

SALES, Silva. SALES, Erika da Silva. *Estudo da Qualidade Óssea Através das Técnicas de Microtomografia e Microfluorescência de Raios X*/ Erika. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. p. 206 –, 2010.

SCHLÜTER, Steffen; WELLER, Ulrich; VOGEL, Hans-Jörg. Segmentation of X-ray microtomography images of soil using gradient masks. *Geosciences*, v. 36, n. 10, p. 1246 – 1251, 2010.

SCHWEIZER, Susanne, Bodo Hattendorf, Philipp Schneider, Beat Aeschlimann, Ludwig Gauckler, Ralph Müller, and Detlef Günther. "Preparation and characterization of calibration standards for bone density determination by micro-computed tomography." *Analyst* 132, no. 10 : 1040-1045, 2007.

SUESS C.; WA, Kalender; JM, Coman. New low-contrast resolution phantoms for computed tomography. *Med Phys*, v. 2, n. 26, p. 296 – 302, 1999.

SILVA, Ítalo Batista. "X-ray Computed Microtomography technique applied for cementitious materials: A review." *Micron* 107: 1-8, 2018.

SKOU, Therkildsen, Josephine and Thygesen, Jesper and Winther, Simon and Svensson, My and Hauge, Ellen-Margrethe and BÅ\textparagraphttcher, Morten and Ivarsen, Per and JÃ?rgensen, Hanne. Vertebral Bone Mineral Density Measured by Quantitative Computed Tomography With and Without a Calibration Phantom: A Comparison Between 2 Different Software Solutions. *Journal of Clinical Densitometry*, 2018.

TANOMARU-FILHO, Mário, Camila Galletti ESPIR, Katia Cristina Toledo NOGUEIRA, Fernanda Ferrari Esteves TORRES, and Juliane Maria GUERREIRO-TANOMARU. "Micro-CT analysis of filling ability and porosity of root-end filling materials." *Revista de Odontologia da UNESP* 46, no. 6 : 362-367, 2017.

TARARAM, Ronald, Pâmela S. Garcia, Daiana K. Deda, José A. Varela, and Fábio de Lima Leite. "Atomic Force Microscopy: A Powerful Tool for Electrical Characterization." In *Nanocharacterization Techniques*, pp. 37-64. 2017.

TORRE, I. G., Losada, J. C., Tarquis, A. M. Multiscaling properties of soil images. *Biosystems Engineering*, Available online 21, 2016.

TRUONG, Quoc Bao; LEE, Byung Ryong. Automatic multi-thresholds selection for image segmentation based on evolutionary approach. *International Journal of Control, Automation and Systems*, v. 11, n. 04, p. 834 – 844, 08, 2013.

VIDAL, F., J. T. De Assis, R. T. Lopes, and I. Lima. "2D/3D Quantification of bone morphometric parameter changes using X-ray microtomography with different pixel sizes." *Radiation Physics and Chemistry* 95 : 227-229, 2014.

DISPONÍVEL em:www.aft.bio.br/sustenta/img/esqueleto1.gif.(pesquisa realizada em 05/07/2018)

DISPONÍVEL em:<https://pt.khanacademy.org/science/physics/lightes/introductiontolightwaves/a/light-and-the-electromagnetic-spectrum> acesso: 17/05/2018.

APÊNDICE A: VALORES DO HISTOGRAMA DAS PASTILHAS

Tabela 1.a – Valores do histograma da pastilha com densidade 1,53 g/cm³.

Filtro	Contagem	Média	Desvio	Moda	Mín	Máx
AI 0.5	105005597	4937	684.369	4728	1842	7582
AI 1.0	104778581	4878	625.599	4684	1894	7381
AI 1.5	105071081	5059	603.679	4910	2094	7393
AI 2.0	104987021	4944	565.267	4886	2578	7312
AI 2.5	104915301	4763	521.050	4698	2449	7111
SF	105036866	4756	740.043	4454	1633	7511

Tabela 2.a – Valores do histograma da pastilha com densidade 1,72 g/cm³.

Filtro	Contagem	Média	Desvio	Moda	Mín	Máx
AI 0.5	98411190	4328	616.223	4016	1608	6573
AI 1.0	87278766	4254	560.152	4014	1682	6474
AI 1.5	98222215	4390	531.852	4176	1910	6682
AI 2.0	98200005	4274	490.606	4104	1984	6380
AI 2.5	97640682	4089	445.797	3930	2155	6400
SF	98428269	4206	675.679	3806	1619	6667

Tabela 3.a – Valores do histograma da pastilha com densidade 1,92 g/cm³.

Filtro	Contagem	Média	Desvio	Moda	Mín	Máx
AI 0.5	105005597	4937	684.369	4728	1842	7582
AI 1.0	104778581	4878	625.599	4684	1894	7381
AI 1.5	105071081	5059	603.679	4910	2094	7393
AI 2.0	104987021	4944	565.267	4886	2578	7312
AI 2.5	104915301	4763	521.050	4698	2449	7111
SF	105036866	4756	740.043	4454	1633	7511

Tabela 4.a – Valores do histograma da pastilha com densidade 2,11 g/cm³.

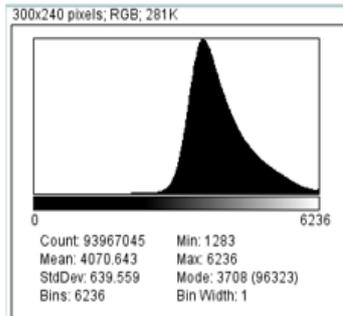
Filtro	Contagem	Média	Desvio	Moda	Mín	Máx
AI 0.5	104935913	4993	716.775	4686	1093	7902
AI 1.0	105270116	4929	646.860	4730	1273	7600
AI 1.5	105241687	5107	620.453	4924	2086	7565
AI 2.0	105274606	4988	579.799	4860	2539	7420
AI 2.5	105151515	4783	527.096	4702	2383	7448
SF	106363845	4827	766.674	4472	1666	7916

Tabela 5.a – Valores do histograma da pastilha com densidade 2,30 g/cm³.

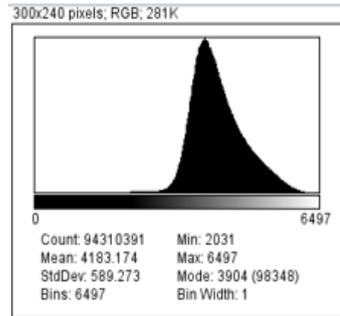
Filtro	Contagem	Média	Desvio	Moda	Mín	Máx
AI 0.5	111862245	5094	695.702	4784	2147	7870
AI 1.0	112075034	5017	621.576	4800	2248	7527
AI 1.5	112152020	5183	598.013	4986	1898	7820
AI 2.0	112033091	5070	555.500	4948	2709	7578
AI 2.5	111831415	4909	509.259	4816	2852	7446
SF	111979186	4928	768.060	4560	1889	7889

APÊNDICE B- HISTOGRAMA DAS PASTILHAS

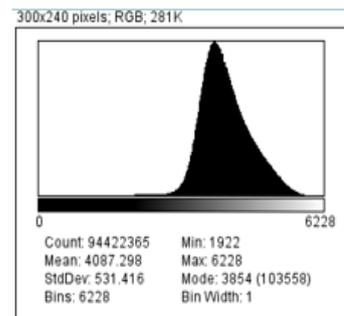
HAp -1,53g/cm³



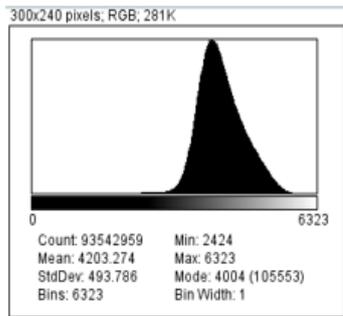
Sem filtro



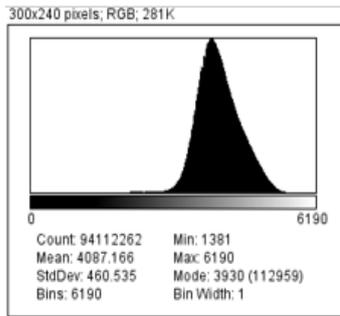
0.5 Al(mm)



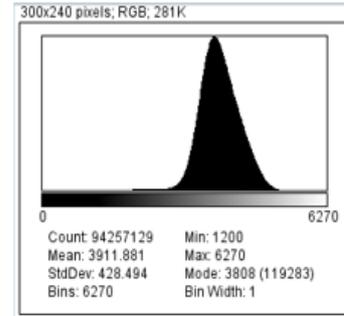
1.0 Al(mm)



1.5 Al(mm)

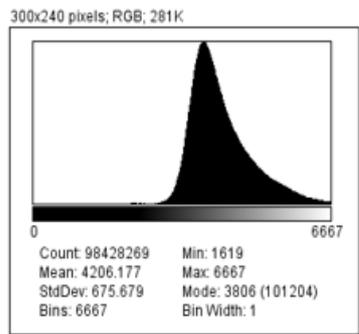


2.0 Al(mm)

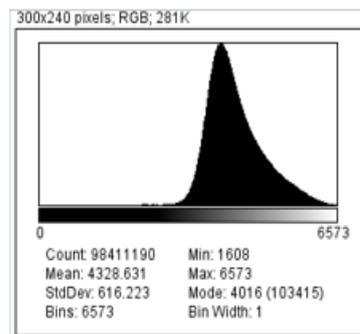


2.5 Al(mm)

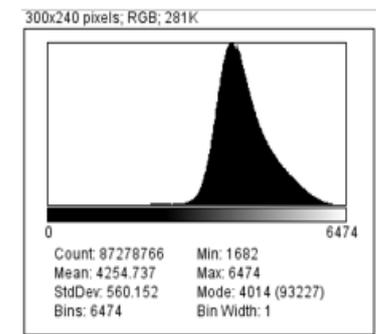
HAp-1,72g/cm³



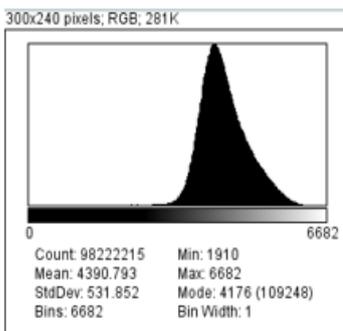
Sem filtro



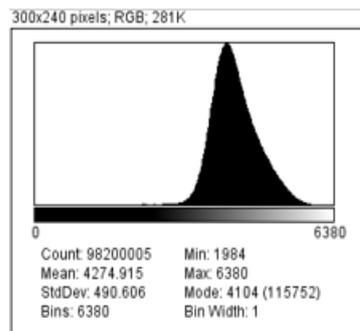
0.5 Al(mm)



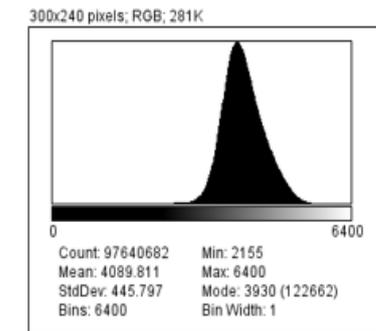
1.0 Al(mm)



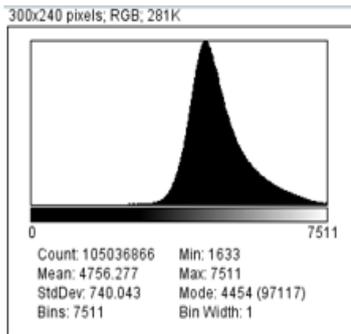
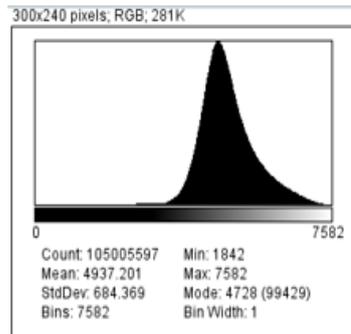
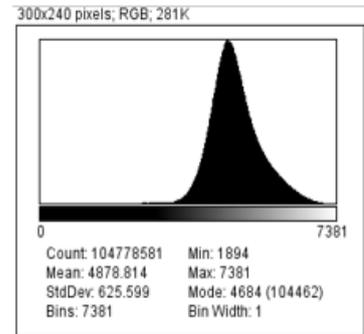
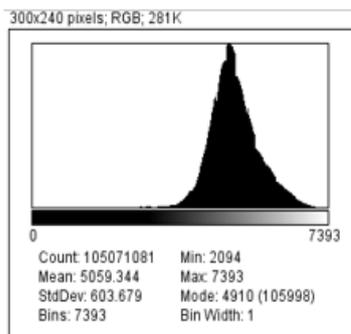
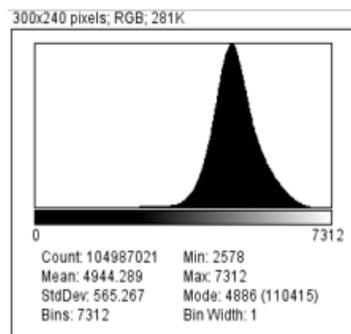
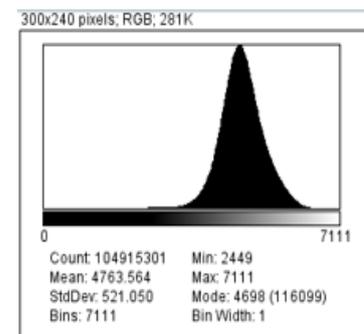
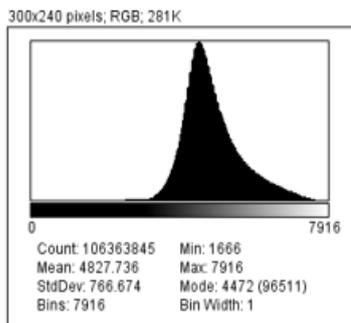
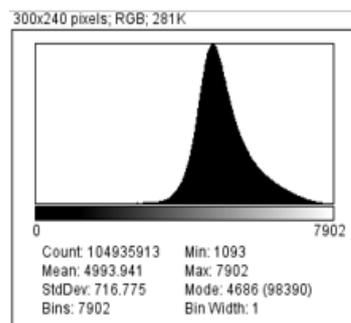
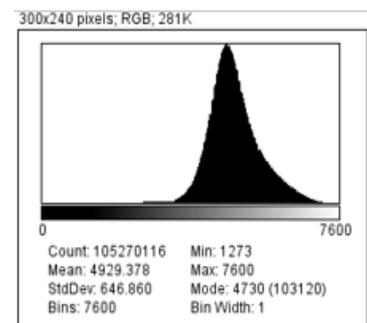
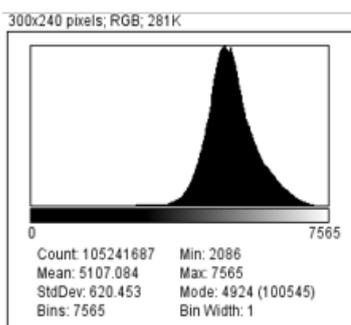
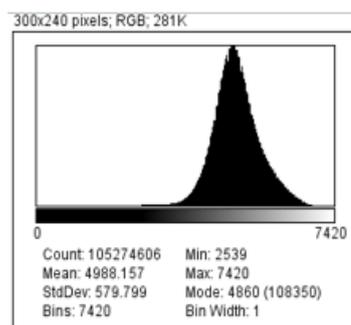
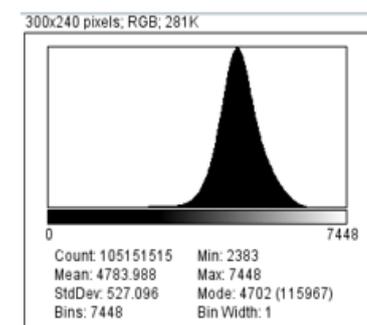
1.5 Al(mm)

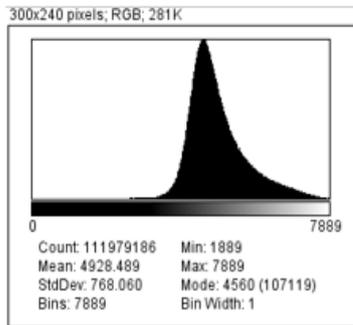
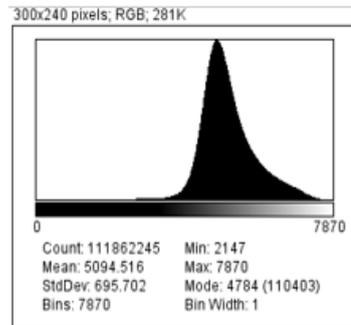
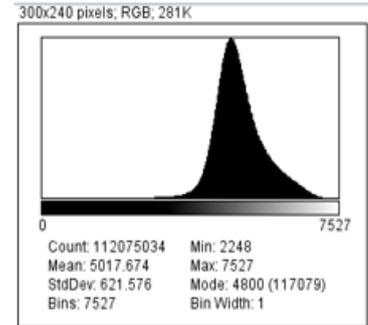
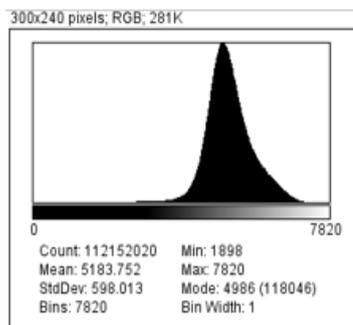
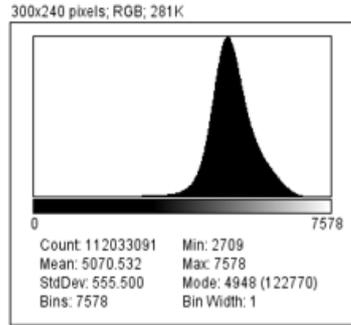
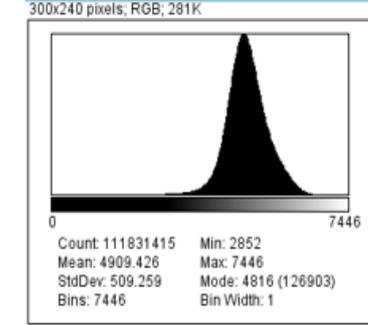


2.0 Al(mm)



2.5 Al(mm)

HAp -1,92g/cm³*Sem filtro**0.5 Al(mm)**1.0 Al(mm)**1.5 Al(mm)**2.0 Al(mm)**2.5 Al(mm)*HAp -2,11g/cm³*Sem filtro**0.5 Al(mm)**1.0 Al(mm)**1.5 Al(mm)**2.0 Al(mm)**2.5 Al(mm)*

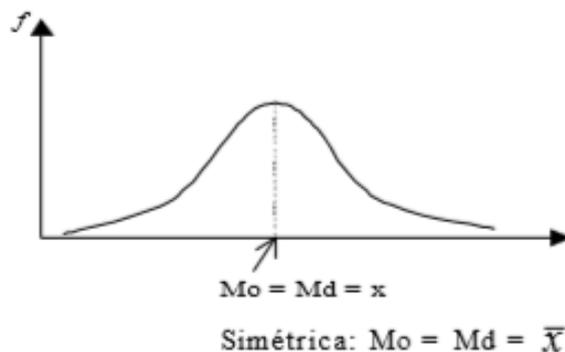
HAp -2,30g/cm³*Sem filtro**0.5 Al(mm)**1.0 Al(mm)**1.5 Al(mm)**2.0 Al(mm)**2.5 Al(mm)*

ANEXO A

A.1. MEDIDAS DE DISPERSÃO

Dispersão é o afastamento de todos os valores de uma série em relação a média aritmética ou mediana. De acordo com a grandeza dos afastamentos as séries estatísticas, proporcionam juntamente as medidas de posição e de dispersão, a descrição e compreensão completa das distribuições de frequência. As distribuições de frequência não diferem apenas quanto ao valor, mas também quanto a sua forma Assimétrica e Curtose.

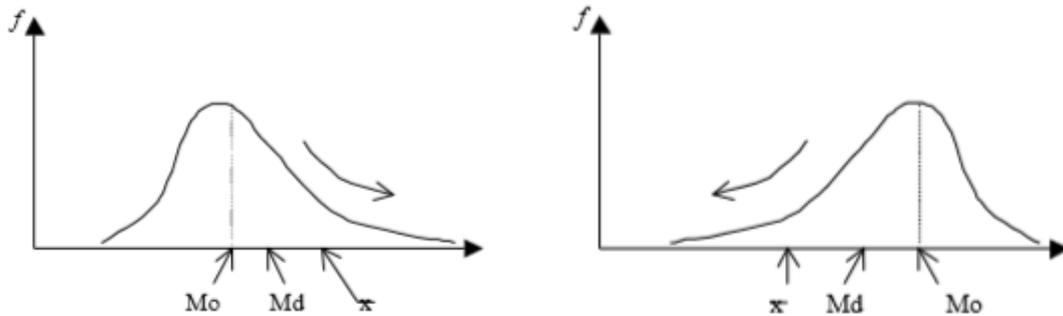
As medidas de assimetria, indicam o grau de assimetria de uma distribuição de frequências unimodal, em relação a uma linha vertical que passa por seu ponto mais elevado. Uma distribuição simétrica tem associada a si, uma curva de frequências unimodal apresentando duas “caudas” simétricas, em relação a uma linha vertical que passa por seu ponto mais alto. Quando uma distribuição é simétrica os valores da média (\bar{x}), mediana (Md) e moda (Mo) são iguais.



A medida que a distribuição se torna assimétrica os valores da média, mediana e moda vão se alterando, indicando maior ou menor grau de assimetria. Quando a curva de frequência apresenta, a partir do seu ponto mais alto uma “cauda” mais longa para a direita (assimetria positiva) ou para a esquerda (assimetria negativa).

Assimétrie á direita (positiva): $Mo < Md < X$

Assimétrie á esquerda (negativa): $X < Md < Mo$



A.1.1 Coeficiente de Assimetria (As)

Um coeficiente de assimetria quantifica o desvio de uma distribuição em relação a uma distribuição simétrica e o sinal resultante do seu cálculo nos dá o tipo de assimetria da distribuição. Defini-se o grau de assimetria pela equação de Pearson:

$$AS = \frac{X - Mo}{S}$$

A.1.2 Curtose

Denomina-se curtose ao grau de “achatamento” de uma distribuição de frequências, geralmente unimodal, medido em relação ao de uma distribuição normal (de Gauss) que é tomada como padrão. As medidas de curtose buscam indicar realmente o grau de concentração de valores da distribuição em torno do centro desta distribuição.

Graficamente isto será associado a uma curva com a parte central mais afilada, mostrando um pico de frequência simples mais destacado, mais pontiagudo, caracterizando a moda da distribuição de forma mais nitida.

Dizemos que uma distribuição de frequências é:

Mesocúrtica – quando apresenta uma medida de curtose igual á da distribuição normal.

Platicúrtica – quando apresenta uma distribuição de curtose menor que a da distribuição normal.

Leptocúrtica – quando apresenta uma medida de curtose maior que a da distribuição normal.

A.1.3 Coeficiente de Curtose

Este coeficiente é definido como o quociente entre a amplitude semi – interquartílica e a amplitude entre o 10º e o 90º percentis. A formula que determina a medida da curtose, isto é, o grau de achatamento da curva é:

$$C = \frac{(Q3 - Q1)^2}{P90 - P10}$$