



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Tecnologia e Ciências

Instituto Politécnico

Francisléia Vieira Vidal

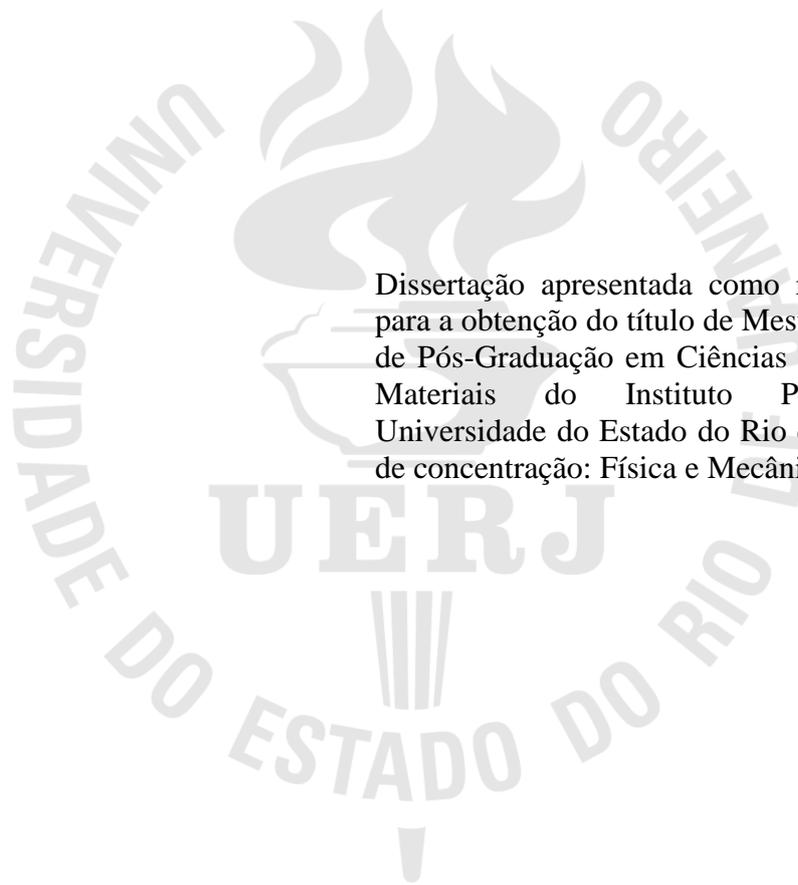
Investigação da microarquitetura óssea através de microtomografia 3D

Nova Friburgo

2011

Francisléia Vieira Vidal

Investigação da microarquitetura óssea através de microtomografia 3D



Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia de Materiais do Instituto Politécnico, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Física e Mecânica de Materiais.

Orientadores: Prof. Dr. Joaquim Teixeira de Assis
Profa. Dra. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Nova Friburgo

2011

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CTC/E

V648 Vidal, Francisléia Vieira.

Investigação da microarquitetura óssea através de
microtomografia 3D / Francisléia Vieira Vidal. - 2011.
110 f. : il.

Orientadores: Joaquim Teixeira de Assis e Inayá Corrêa
Barbosa Lima.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia de
Materiais) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto
Politécnico.

1. Ossos - Teses. 2. Tomografia - Teses. 3. Imagem
tridimensional - Teses. 4. Processamento de imagens – Técnicas
digitais - Teses. 5. Raios X - Teses. 6. Densitometria - Teses. I.
Assis, Joaquim Teixeira de. II. Lima, Inayá Corrêa Barbosa. III.
Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto Politécnico.
IV. Título.

CDU 616-073.7

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta
dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Francisléia Vieira Vidal

Investigação da microarquitetura óssea através de microtomografia 3D

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia de Materiais do Instituto Politécnico, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Física e Mecânica de Materiais.

Aprovado em 20 de junho de 2011.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Joaquim Teixeira de Assis (Orientador)
Instituto Politécnico - UERJ

Profa. Dra. Inayá Corrêa Barbosa Lima (Orientadora)
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Profa. Dra. Gabriela Ribeiro Pereira
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Davi Ferreira de Oliveira
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Nova Friburgo

2011

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação aos meus pais e ao Nilton.

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, Joaquim e Inayá, pela paciência e por entender as minhas limitações.

Aos meus pais, Marileia e José Francisco, que com esforço e dedicação, sempre apoiaram os meus sonhos; e à minha irmã, Franciana, por todo apoio e incentivo.

Ao meu noivo e futuro esposo, Nilton, pelo incentivo e paciência.

Ao meu amigo e colega de laboratório, Sergio, que sempre me incentivou; e à Marcilene, por toda ajuda e por tornar os meus dias em Friburgo mais “leves”.

A todos os meus familiares e amigos, que de forma direta ou indireta, me ajudaram a realizar este trabalho.

Só sei que nada sei.

Sócrates

Quem nunca errou nunca experimentou nada novo.

Albert Einstein

RESUMO

VIDAL, Francisléia Vieira. Investigação da microestrutura óssea através de microtomografia 3D. 2011. 110 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Tecnologia de Materiais) - Instituto Politécnico, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Nova Friburgo, 2011.

A microtomografia computadorizada (μ CT) é uma técnica de ensaio não destrutivo, frequentemente utilizada no estudo da estrutura interna de ossos, com uma resolução espacial da ordem de microns. Neste trabalho, seis pares de amostras ósseas (fêmur de rato) foram estudados através da μ CT. Os ensaios foram conduzidos na presença ou não de filtros de alumínio (espessura de 0,25; 0,50 e 0,75 mm), utilizando-se três níveis de resolução (33,3; 15,0 e 9,5 μ m). Os parâmetros de arquitetura óssea BS (área óssea da amostra), BV (volume ósseo da amostra), TS (área superficial da amostra), TV (volume da amostra), BV/TV (razão entre o volume ósseo e o volume da amostra), BS/BV (razão entre a área óssea da amostra e o volume ósseo da amostra), Tb.N (densidade trabecular), Tb.Th (espaçamento entre as trabéculas), Tb.Sp (separação trabecular), conectividade e anisotropia foram determinados através das análises em duas (2D) e/ou três (3D) dimensões. A comparação entre os valores dos parâmetros obtidos através dessas análises foi realizada através do teste *t* pareado e da correlação de Pearson. Com base nos resultados, foi possível determinar a influência da resolução da imagem na qualidade dos parâmetros da arquitetura óssea obtidos através das análises 2D e/ou 3D. Os dados mostram que a presença de filtro de alumínio também afeta a qualidade desses parâmetros. Assim, os melhores resultados são obtidos com resolução máxima e filtro de alumínio com espessura de 0,25 ou 0,50 mm.

Palavras-chave: Microtomografia. Microarquitetura óssea. Análise Morfométrica 2D e 3D.

ABSTRACT

X-Ray Computed Microtomography (μ CT) is a nondestructive technique used to study the internal structure of bones with a spatial resolution of the order of microns. In this study, six pairs of bone samples (femur mouse) were studied by μ CT. The tests were conducted in the absence or presence of aluminum filters (thickness of 0.25, 0.50 and 0.75 mm), using three different resolution levels: 33.3, 15.0 and 9.5 μ m. The bone architecture parameters BS (surface area of the trabecular bone), BV (bone volume of the sample), TS (surface area of the sample), TV (sample volume), BV/TV (bone volume fraction), BS/BV (ratio bone surface and volume), Tb.N (trabecular density), Tb.Th (trabecular spacing), Tb.Sp (trabecular separation), connectivity and anisotropy were determined by 2D and/or 3D analysis. The comparison between the values of the parameters obtained in these analysis was performed using the t test and Pearson correlation. Based on the results it was possible to determine the influence of image resolution on the quality of the bone architecture parameters obtained in the 2D and/or 3D analysis. The data also show that the presence of aluminum filter affects the quality of these parameters. Thus, the best results are obtained with maximum resolution and aluminum filter with a thickness of 0.25 or 0.50 mm.

Keywords: Microtomography. Bone Microarchitecture. 2D and 3D Morphometric Analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Tubo de Raios X.....	22
Figura 2 -	Espectro de Raios X produzido por um alvo de tungstênio.....	23
Figura 3 -	Interação dos Raios X com a matéria em função do número atômico do meio.....	24
Figura 4 -	Esquema ilustrando o efeito fotoelétrico.....	25
Figura 5 -	Esquema ilustrando o espalhamento Compton.....	26
Figura 6 -	Esquema representando a interação de um fóton com um elétron livre.....	27
Figura 7 -	Esquema ilustrando a produção de pares.....	29
Figura 8 -	Esquema ilustrando a interação da radiação com a matéria.....	30
Figura 9 -	Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura x	30
Figura 10 -	Esquema representando um detector a gás.....	33
Figura 11 -	Esquema representando um detector por cintilação.....	34
Figura 12 -	Esquema representando um detector de CCD.....	35
Figura 13 -	A relação entre duas amostras e suas projeções, vistas de três ângulos diferentes	38
Figura 14 -	Propagação de um feixe de raios X através de uma amostra.....	39
Figura 15 -	Transformada de Fourier.....	40
Figura 16 -	Representação do feixe cônico.....	42
Figura 17 -	Esquema representando um osso e sua constituição.....	44
Figura 18 -	Imagem da cabeça de um fêmur de rato mostrando os tecidos cortical e trabecular.....	45
Figura 19 -	Desenho representando o método de determinação do espaço entre as trabéculas.....	48
Figura 20 -	Representação de uma amostra óssea com a grade e alta anisotropia.....	50
Figura 21 -	Grade de linhas colocada através do volume ao longo de um grande número de ângulos 3D. Modelo esférico.....	51
Figura 22 -	Região representada por elipsóide (elipse em 3D) com seus três eixos e as linhas passando por um ponto em diferentes ângulos.....	51
Figura 23 -	Função bicaudal – Teste t Student.....	54

Figura 24 -	Microtomógrafo da Skyscan.....	56
Figura 25 -	Fêmur de rato: partes 1 e 2 que serão microtomografadas.....	57
Figura 26 -	Microtomografias da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 33,3 μm , b) 15,0 μm e c) 9,5 μm	58
Figura 27 -	Microtomografias da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 33,3 μm , b) 15,0 μm e c) 9,5 μm	58
Figura 28 -	Região de interesse, em vermelho, escolhida. Neste exemplo, foi utilizado um filtro de 0,50 de Alumínio, resolução de 9,5 μm e as partes de um fêmur de rato: a) 1 e b) 2.....	59
Figura 29 -	Imagem do histograma, fornecido pelo programa CTAn®, indicando o valores de TH escolhidos para a binarização.....	59
Figura 30 -	Média do volume da amostra (TV) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	84
Figura 31 -	Média do volume ósseo da amostra (BV) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	85
Figura 32 -	Média da área superficial da amostra óssea o (TS) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	86
Figura 33 -	Média da área óssea da amostra (BS) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	87
Figura 34 -	Média do espaçamento entre as trabéculas (Tb.Th) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	88
Figura 35 -	Média da separação trabecular (Tb.Sp) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	89
Figura 36 -	Média da densidade trabecular (Tb.N) da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	90
Figura 37 -	Média do volume da amostra (TV) da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	91
Figura 38 -	Média do volume ósseo da amostra (BV) da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	92
Figura 39 -	Média da área superficial da amostra óssea o (TS), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	93

Figura 40 - Média da área óssea da amostra (BS) da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	94
Figura 41 - Média do espaçamento entre as trabéculas (Tb.Th) da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	95
Figura 42 - Média da separação trabecular (Tb.Sp) da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	96
Figura 43 - Média da densidade trabecular (Tb.N) da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.....	97
Figura 44 - Média do grau de anisotropia (DA) das partes 1 e 2 dos ossos, através da análise 3D em diferentes resoluções e condições.....	98
Figura 45 - Média da conectividade (Conn) das partes 1 e 2 dos ossos, através da análise 3D em diferentes resoluções e condições.....	99
Figura 46 - Média da porosidade (Po) das partes 1 e 2 dos ossos, através da análise 3D em diferentes resoluções e condições.....	100
Figura 47 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 9,5 μm , b) 15,0 μm e c) 33,3 μm	101
Figura 48 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,25 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm	101
Figura 49 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,50 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm	102
Figura 50 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,75 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm	102
Figura 51 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 9,5 μm , b) 15,0 μm e c) 33,3 μm	102
Figura 52 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,25 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm	103

- Figura 53 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,50 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm 103
- Figura 54 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,75 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm 103

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Tipos de detectores, uso e características.....	32
Tabela 2 -	Alguns detectores e suas propriedades.....	33
Tabela 3 -	Notação e unidade dos parâmetros histomorfométricos.....	46
Tabela 4 -	Classificação da correlação linear.....	55
Tabela 5 -	Especificações do Microtomógrafo da Skyscan.....	56
Tabela 6 -	Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 1 dos ossos de rato, para cada resolução e sem fazer uso de filtro de alumínio.....	60
Tabela 7 -	Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 1 dos ossos de rato, para cada resolução e utilizando o filtro de 0,25 mm de alumínio.....	62
Tabela 8 -	Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 1 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,50 mm de alumínio.....	64
Tabela 9 -	Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 1 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,75 mm de alumínio.....	66
Tabela 10 -	Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e sem fazer uso de filtro de alumínio.....	68
Tabela 11 -	Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,25 mm de alumínio.....	70

Tabela 12 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,50 mm de alumínio.....	72
Tabela 13 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,75 mm de alumínio.....	74
Tabela 14 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e sem fazer uso de filtro de alumínio.....	76
Tabela 15 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,25 mm de Al.....	77
Tabela 16 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,50 mm de Al.....	78
Tabela 17 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,75 mm de Al.....	79
Tabela 18 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na ausência de filtro.....	80
Tabela 19 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,25 mm de Al.....	81
Tabela 20 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,50 mm de Al.....	82
Tabela 21 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,75 mm de Al.....	83

LISTA DE SÍMBOLOS

$\Delta\lambda$	Variação de comprimentos de onda
λ_f	Comprimento de onda final
λ_i	Comprimento de onda inicial
h	Constante de Planck
m_e	Massa do elétron
p_i	Momento inicial
p_f	Momento final
p_e	Momento do elétron
ν_i	Frequência inicial
ν_f	Frequência final
E_0	Energia de repouso
E_c	Energia cinética
c	Velocidade da luz
θ	Ângulo de espalhamento
ϕ	Ângulo de ejeção do elétron
I	Intensidade da radiação que emerge do material
I_0	Intensidade da radiação que incide no material
μ	Coefficiente de atenuação linear total
x	Espessura do material
μ_c	Atenuação causada pelo espalhamento Compton
μ_f	Atenuação causada pelo efeito fotoelétrico
μ_i	Coefficiente de atenuação linear total de um material não homogêneo
x_i	Espessura do material não homogêneo
BV	Volume ósseo da amostra
BS	Área óssea da amostra
TV	Volume da amostra
TS	Área superficial da amostra óssea
BV/TV	Razão entre o volume ósseo e o volume da amostra
BS/BV	Razão entre a área óssea da amostra e o volume ósseo da amostra
BS/TV	Razão entre a área óssea da amostra e o volume da amostra
Tb.N	Densidade trabecular

Tb.Th	Espaçamento entre as trabéculas
Tb.Sp	Separação trabecular
Po	Porosidade total
x_i	Variável x
y_i	Variável y
\bar{x}	Média entre as variáveis x
\bar{y}	Média entre as variáveis y
r	Coefficiente de correlação de Pearson
t	Valor estatístico (distribuição)
p	Valor da significância da amostra

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	18
	Objetivo do trabalho	21
	Organização do trabalho	21
1	OS RAIOS X	22
1.1	Produção dos Raios X	22
1.2	Processos de interação da radiação com a matéria	24
1.2.1	<u>Efeito Fotoelétrico</u>	25
1.2.2	<u>Espalhamento Coerente</u>	26
1.2.3	<u>Espalhamento Incoerente</u>	26
1.2.4	<u>Produção de Pares</u>	28
1.3	Atenuação dos Raios X	29
1.4	Detecção da radiação	31
1.4.1	<u>Detectores</u>	32
1.4.1.1	Detectores a gás.....	33
1.4.1.2	Detectores por cintilação.....	34
1.4.1.3	CCD (Charge Coupled Device).....	35
2	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	37
2.1	Microtomografia Computadoriza por Raios X	37
2.1.1	<u>Feixe de raios X em paralelo</u>	40
2.1.2	<u>Feixe cônico de raios X</u>	41
2.1.3	<u>Filtragem</u>	43
2.1.4	<u>Resolução espacial</u>	43
3	ESTRUTURA ÓSSEA	44
3.1	Parâmetros histomorfométricos	45
3.2	Análise morfométrica 2D	46
3.3	Análise morfométrica 3D	48
3.4	Conectividade	49
3.5	Anisotropia	50
4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	53
4.1	Teste t Student	53

4.2	Correlação de Pearson	54
5	METODOLOGIA	56
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES	60
7	CONCLUSÕES	106
	REFERÊNCIAS	107

INTRODUÇÃO

A microtomografia computadorizada (μ CT) é uma técnica bastante útil para estudar a morfologia de amostras sólidas, de forma não destrutiva, através do coeficiente de atenuação de raios X. A μ CT é utilizada em diferentes aplicações, tais como: investigação de defeitos e distribuição de grão em materiais compactados utilizados em engenharia industrial e civil, e também em materiais geológicos (FORSBERG et al., 2009); estudo de porosidade e análise dos microcanais em membranas de silicone (SCHILLING et al., 2005); análise da densidade local e do alinhamento nos supercondutores (BADICA et al., 2008); estudo sobre perda do osso alveolar devido ao uso de tabaco (LIU et al.; 2010) e determinação da porosidade do osso cortical de ratos (BRITZ et al., 2010).

No entanto, a aplicação biomédica é a mais freqüente (DAVIS et al., 1996; MORTON et al., 1990). A μ CT tem sido utilizada para estudar várias doenças, tais como: osteoporose (WOO et al., 2007; LIMA et al.; 2006), osteoartrite (AMANAI et al., 2006; KAPADIA et al., 1998) e pseudartrose (QU et al., 2008). No estudo do diagnóstico da osteoporose, por exemplo, a μ CT é utilizada para investigar a arquitetura do tecido ósseo, que nesse caso, apresenta aumento da fragilidade e susceptibilidade à fratura (LIMA et al., 2009). Analisar a estrutura interna de uma amostra óssea envolve a quantificação histomorfométrica, sendo necessário determinar cinco parâmetros: razão entre o volume ósseo e o volume da amostra (BV/TV), número de trabéculas ósseas por milímetro de tecido (TbN), razão entre a área óssea da amostra e o volume ósseo da amostra (BS/BV), espessura trabecular (TbTh) e separação trabecular (TbSp). O estudo da arquitetura óssea também se desenvolveu com o intuito de compreender melhor as funções mecânicas do osso através da determinação dos parâmetros já citados, assim como a anisotropia e a conectividade (ODGAARD et al., 1997; LAFFOSSE et al., 2010). A quantificação histomorfométrica pode ser realizada em duas (2D) e/ou três (3D) dimensões. Ao se realizar as duas formas de quantificação, aumentamos e melhoramos o número de informações sobre a amostra (HANSON et al., 2004). Um método estatístico é freqüentemente utilizado para correlacionar os dados obtidos nessas duas quantificações.

A μ CT tem sido utilizada também em complemento a outras técnicas, como por exemplo, a microscopia nuclear, que fornece informações quantitativas sobre a distribuição e concentração elementar na amostra. Essas duas técnicas em conjunto permitem uma análise

da diferença na morfologia e composição dos elementos entre ossos saudáveis e não saudáveis (GOMEZ et al., 2009).

Dentre os pesquisadores que fizeram estudo sobre a análise morfométrica de amostras ósseas, através da microtomografia tridimensional por raios X, pode-se destacar alguns, e são eles:

Muller et al. (1998) avaliaram a qualidade de ossos com osteoporose por histomorfometria convencional e por microtomografia computadorizada. Neste estudo, foram utilizados espécimes ósseos humanos que foram obtidos de mulheres e homens com idade entre 23 e 92 anos. Os parâmetros morfométricos determinados pelos dois métodos em duas ou três dimensões foram: razão entre o volume ósseo e o volume da amostra (BV / TV), razão entre a área óssea e o volume ósseo da amostra (BS / TV), espaçamento trabecular (Tb.Th) e separação trabecular (Tb.Sp). Os resultados mostraram que há uma alta correlação entre a histologia convencional e a microtomografia para os parâmetros citados acima, o que mostra que a microtomografia é uma excelente técnica para analisar a microarquitetura óssea.

Ford et al. (2003) desenvolveram uma metodologia para melhorar o desempenho do sistema de microtomografia de raios X a partir da modificação gradual da dose de radiação e da resolução da imagem.

Waarsing et al. (2004) utilizaram a microtomografia para investigar mudanças ocorridas na arquitetura óssea de ratas Wistar após um procedimento cirúrgico. Neste estudo, a microtomografia se apresentou como uma técnica eficaz, permitindo avaliar, com precisão, as alterações ocorridas na região da cirurgia.

Como mostrado por Voor et al. (2007), a microtomografia é um método confiável para a investigação da microarquitetura óssea. Neste estudo, utilizaram diferentes metodologias para aquisição das microtomografias de fêmures de coelhos *in vivo* de 6 meses.

Lima et al. (2008) investigaram os efeitos do etanol na microarquitetura interna de amostras ósseas de ratos com diferentes idades e de ambos os sexos. Eles mostraram que a microtomografia é uma técnica muito eficaz para analisar estes tipos de estruturas,

especialmente de osso de rato, uma vez que suas estruturas são mais finas comparadas às de ossos humanos.

Através da microtomografia, Fajardo et al. (2009), avaliaram a influência do tamanho do objeto na determinação de densidade. As amostras utilizadas neste estudo apresentavam diferentes formas, tamanhos e constituições.

Silva et al. (2009) utilizaram a microtomografia tridimensional por raios X de alta resolução para caracterização de estruturas trabeculares de amostras ósseas cilíndricas bovinas. Através das análises 2D e 3D analisaram quatro parâmetros da microestrutura trabecular (volume tecidual, volume ósseo, fração de volume ósseo e a área superficial tecidual) em três direções. Com isso, mostraram que essa técnica tem grande potencial para caracterização da qualidade óssea.

A arquitetura anisotrópica está associada a densidade da área óssea investigada. Assim, com o intuito de melhor investigar a microarquitetura trabecular de vértebras, Lafosse et al. (2009) buscaram correlação entre a microtomografia e os parâmetros histológicos.

Em 2010 Marco et al. determinaram, a partir de imagens de microtomografia tridimensional, parâmetros geométricos e propriedades físicas do tecido trabecular ósseo, tais como: volume de vazios, volume de osso, densidade aparente, densidade do pixel, grau de anisotropia, direções anisotrópicas e dimensão fractal. Utilizaram neste estudo uma amostra cúbica extraída da cabeça de um fêmur humano.

A investigação da tortuosidade, baseada no cálculo da distância e na reconstrução geodésica para amostras do osso rádio-distal, foi realizada por Roque et al (2011). Este estudo utilizou imagens 3D geradas por microtomografia de amostras ósseas de 15 indivíduos.

Em 2011 Burghardt et al. utilizaram a microtomografia de alta resolução para investigar a microarquitetura trabecular e a estrutura cortical de espécimes de ossos. Este estudo teve o intuito de melhorar a técnica de análise *in vivo*.

Em 2011, sessenta amostras de osso trabecular foram extraídas de cabeças femorais humanas de dois grupos: um sadio e o outro com osteoartrite. Essas amostras foram estudadas por Tassani et al. com o objetivo de investigar, além de outros variáveis, a resistência mecânica do osso trabecular, que está relacionada com a sua estrutura. O grupo com osteoartrite apresentou uma estrutura que se orientava ao longo da direção principal trabecular.

Objetivo do Trabalho

São objetivos desta investigação:

- a) estudar a arquitetura óssea de ratos por meio de quantificações em duas ou três dimensões utilizando μ CT;
- b) comparar os valores dos parâmetros obtidos através das análises em duas ou três dimensões;
- c) determinar se a presença de filtro de alumínio e, principalmente, a resolução da imagem afetam a qualidade dos parâmetros da arquitetura óssea obtidos através das análises em duas ou três dimensões.

Organização do Trabalho

O presente trabalho é estruturado em sete capítulos. No primeiro capítulo são descritos: o processo de produção de raios X, a forma com que a radiação eletromagnética interage com a matéria e como ela é detectada. No segundo capítulo a microtomografia e sua aplicação são abordados. A estrutura óssea, a definição dos parâmetros histomorfométricos, a conectividade e a anisotropia são abordadas no terceiro capítulo. No quarto capítulo foi feita uma breve explicação sobre o teste t e a correlação de Pearson. A forma com que este trabalho se desenvolveu é descrita no quinto capítulo. Os resultados obtidos e as conclusões deste trabalho são apresentados no sexto e sétimo capítulos, respectivamente.

1 OS RAIOS X

Os raios X são ondas eletromagnéticas com comprimentos num intervalo de 10^{-11} e 10^{-8} m (0,1 a 100 Å) e foram descobertos em 1895 pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923). Esse tipo de radiação é capaz de penetrar na matéria, o que possibilita sua utilização, por exemplo, no estudo de tecidos no corpo humano. Inicialmente a utilização dos raios X se concentrou em aplicações médicas, sendo posteriormente utilizado na indústria e em pesquisas científicas.

1.1 Produção dos Raios X

Os raios X são produzidos quando um feixe de elétrons é acelerado, devido a uma alta diferença de potencial, e desacelerado por um objeto metálico (anodo). Os elétrons ao serem freados pelo material emitem radiação eletromagnética na faixa dos raios X.

O feixe de elétrons provém de um catodo que se encontra, juntamente com o anodo, dentro de um tubo a vácuo (Figura 1). Quando o filamento do catodo é aquecido, os elétrons são ejetados da sua superfície e imediatamente sujeitos a uma diferença de potencial entre o catodo e o anodo, que os acelera em direção ao anodo. Os elétrons atingem os átomos que formam o anodo, fornecendo-lhes energia cinética que em seguida é convertida em energia térmica e eletromagnética na forma de raios X. Apenas cerca de 1% de toda energia cinética dos elétrons é transformada em raios X.

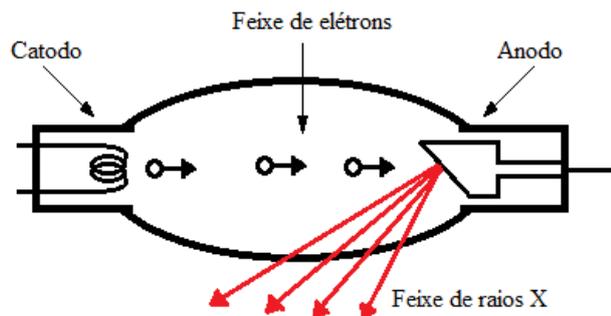


Figura 1 - Tubo de Raios X.

Fonte: O autor, 2011.

O processo pelo qual os elétrons doam energia cinética aos núcleos dos átomos do anodo é conhecido como *bremstrahlung*. Ao atingirem o anodo, os elétrons perdem de uma só vez toda sua energia em um único processo *bremstrahlung*. Neste caso, há um limite máximo de energia, devido à conversão completa da energia cinética dos elétrons em fótons de raios X, que depende apenas da diferença de potencial em que os elétrons foram submetidos, ou parte de sua energia, ficando sujeitos a vários processos *bremstrahlung*. Neste processo é observado um espectro contínuo.

A energia máxima (100keV) e o espectro contínuo para um alvo feito de tungstênio ($Z=74$) podem ser observados na figura 2.

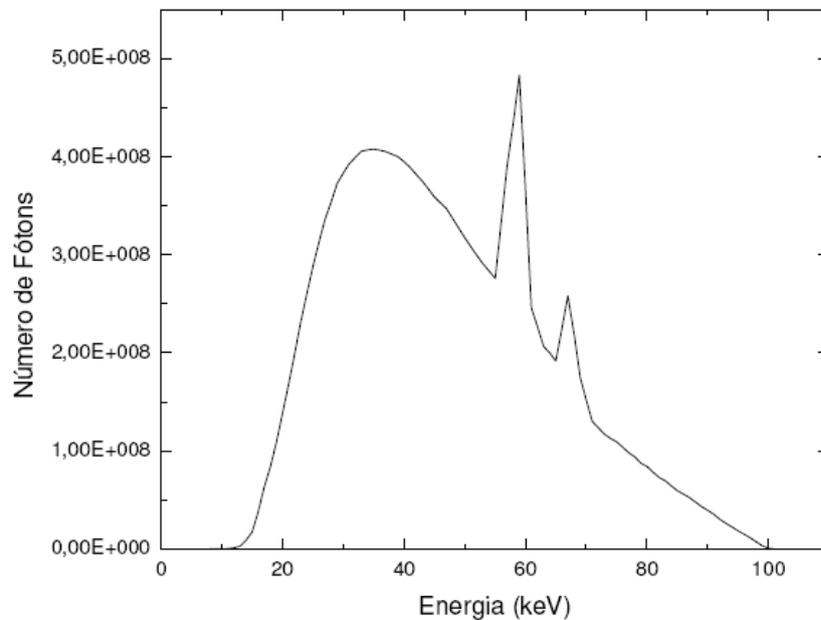


Figura 2 - Espectro de Raios X produzido por um alvo de tungstênio
Fonte: BOTELHO, 2009.

No espectro de emissão de raios X do tungstênio está presente também uma parte discreta, como pode ser observado na figura 2. Esse tipo de radiação é emitido quando os elétrons acelerados se chocam com os elétrons das camadas mais internas dos átomos de tungstênio que constituem o anodo. Se a energia cinética dos elétrons acelerados é maior que a energia de ligação dos elétrons dos átomos do anodo, então, estes irão se deslocar, deixando assim uma vacância. Esta vacância será preenchida por um elétron de maior energia, provenientes de uma camada mais externa. Quando o elétron se desloca de uma camada mais

externa (maior energia) para uma mais interna (menor energia) há emissão de radiação característica, que corresponde a parte discreta do espectro.

1.2 Processos de Interação dos Raios X com a matéria

Quando os raios X interagem com a matéria, o fóton pode ser transmitido (atravessa a amostra sem sofrer modificação), espalhado (perde energia e muda de direção) ou absorvido (transfere sua energia para a matéria). Estas interações levam a uma transferência de energia total ou parcial do fóton para a matéria. A ocorrência dessas interações depende da energia dos fótons incidentes, da espessura e densidade da amostra e do número atômico (Z) do meio absorvedor. Os principais processos pelos quais os raios X interagem com a matéria são: efeito fotoelétrico, espalhamento coerente (Rayleigh), espalhamento incoerente (Compton) e produção de pares. A dependência destes processos em função da energia do fóton e do número atômico (Z) do meio absorvedor pode ser observada na figura 3.

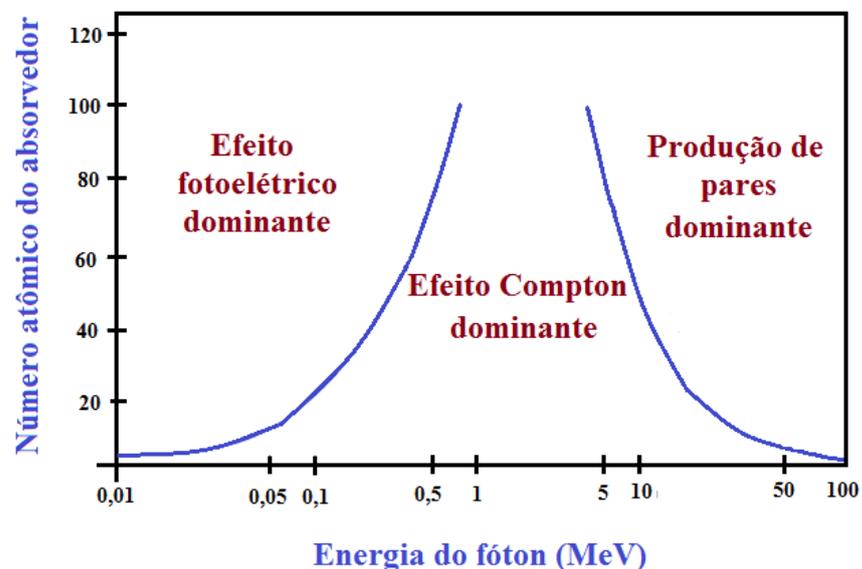


Figura 3 - Interação dos Raios X com a matéria em função do número atômico do meio absorvedor e da energia do fóton

Fonte: TAUHATA et al.; 2003.

1.2.1 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, ilustrado na figura 4, o fóton incidente desaparece por completo, pois quando este interage com um elétron de um orbital mais externo (camadas K, L e M), sua energia é totalmente absorvida. Assim, o elétron é ejetado com uma energia cinética equivalente a diferença entre energia do fóton incidente e de ligação do elétron ao átomo. O elétron ejetado, chamado de fotoelétron, deixa uma vacância na camada interna que é, então, preenchida por um elétron da camada mais externa de maior energia. Quando o elétron muda de camada, há liberação do excesso de energia. Essa energia é denominada radiação característica, pois depende do átomo abordado.

O rearranjo dos elétrons pode acontecer mais de uma vez, emitindo assim mais de um fóton de radiação característica.

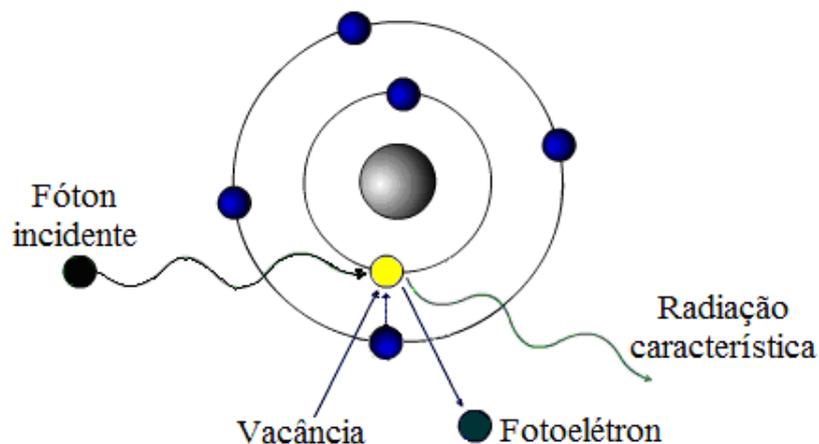


Figura 4 - Esquema ilustrando o efeito fotoelétrico.

Fonte: QUOIRIN, 2011.

Para que ocorra o efeito fotoelétrico, é necessário que a energia do fóton incidente seja maior que a energia de ligação do elétron da camada mais interna do átomo. Assim, a probabilidade do efeito fotoelétrico ocorrer depende da energia do fóton incidente, do número atômico (Z) e da energia de ligação do elétron.

1.2.2 Espalhamento Coerente

O espalhamento Coerente, de natureza elástica, pode ser descrito como a interação entre os campos eletromagnéticos da radiação incidente e os elétrons do átomo. Neste processo não há excitação ou ionização do átomo. É um processo que se observa a pequenos ângulos de espalhamento, para energias menores que 1MeV e para matérias com Z grande na mesma região onde a energia de ligação dos elétrons influencia o efeito Compton.

1.2.3 Espalhamento Incoerente

No espalhamento Incoerente ou efeito Compton ocorre a interação entre um fóton incidente e um elétron das camadas mais externas. Nesse caso, apenas parte da energia do fóton incidente é transferida para o elétron. O fóton é espalhado e segue uma direção diferente daquela que possuía antes de ocorrer a interação. O ângulo θ entre a direção do fóton espalhado e a direção do fóton incidente pode ser observado na figura 5.

Dependendo da energia envolvida no processo, o elétron será ou não arrancado. Se arrancado, o fóton espalhado tem seu comprimento de onda modificado, ou seja, o comprimento de onda do fóton espalhado é maior do que o fóton incidente. Chamamos este processo de espalhamento Compton. Quando o elétron permanecer ligado após a colisão, o comprimento de onda do fóton espalhado não é modificado. Esse processo é denominado de espalhamento Compton.

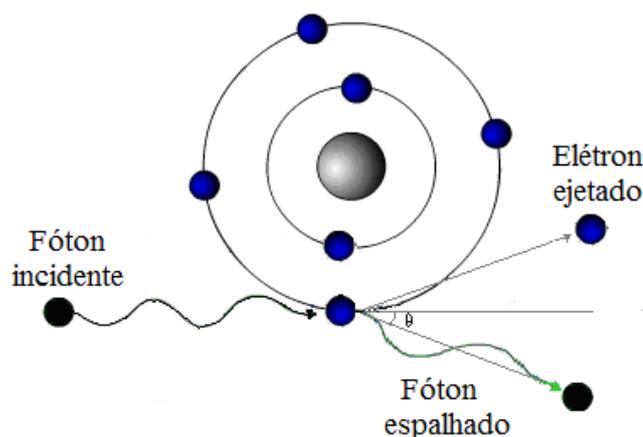


Figura 5 - Esquema ilustrando o espalhamento Compton.
Fonte: QUOIRIN, 2011.

Sejam θ o ângulo de espalhamento do fóton, ϕ o ângulo de ejeção do elétron, λ_i o comprimento de onda do fóton incidente, λ_f o comprimento de onda do fóton espalhado, p_i momento do fóton incidente, p_f momento do fóton espalhado e p_e o momento do elétron, conforme indica a figura 6.

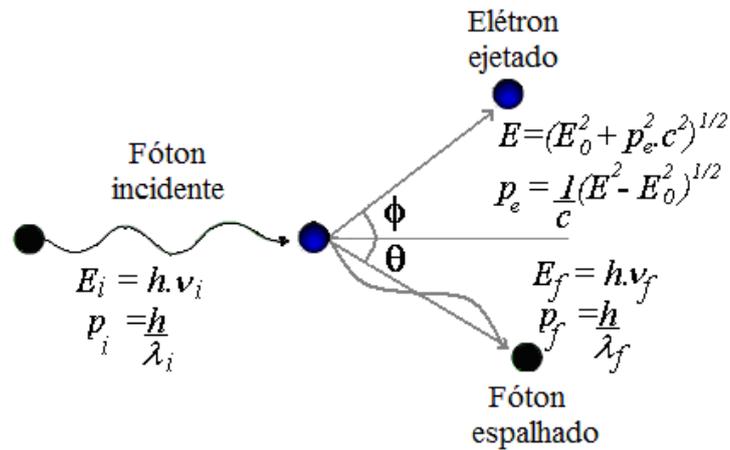


Figura 6 – Esquema representando a interação de um fóton com um elétron livre

Fonte: TIPLER,2001.

De acordo com as leis de conservação do momento e da energia, temos (TIPLER, 2001):

$$\frac{h\nu_i}{c} = \frac{h\nu_f}{c} \cdot \cos\theta + p_e \cdot \cos\phi \quad (1)$$

$$0 = \frac{h\nu_f}{c} \cdot \sin\theta - p_e \cdot \sin\phi \quad (2)$$

$$h\nu_i = h\nu_f + E_e \quad (3)$$

De onde se pode obter (TIPLER, 2001):

$$h\nu_i = \frac{h\nu_f}{1 + \frac{h\nu_f}{m_e \cdot c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (4)$$

$$\Delta\lambda = \lambda_f - \lambda_i = \frac{h}{m_e \cdot c} (1 - \cos\theta) \quad (5)$$

onde h é a constante de Planck, m_e a massa do elétron, c a velocidade da luz.

Após a interação com o elétron livre, o fóton passa a ter um comprimento de onda final λ_f , maior que o inicial λ_i . Essa variação de comprimentos de onda ($\Delta\lambda$) depende também do ângulo θ com que o fóton é espalhado, conforme mostra a equação 5. Assim, quanto maior o ângulo θ , maior a variação de comprimentos de onda ($\Delta\lambda$).

A energia transferida do fóton incidente necessária para que o elétron seja ejetado equivale a diferença de energia entre o fóton incidente e o fóton espalhado. Como todos os ângulos de espalhamento θ são possíveis, a energia transferida para o elétron pode variar de zero até um valor significativo da energia do fóton incidente.

A probabilidade de ocorrer o espalhamento Compton é diretamente proporcional à densidade eletrônica (número de elétrons das camadas mais externas) e inversamente proporcional à energia do fóton incidente, ou seja, o espalhamento ocorre com mais frequência quanto menor a energia de radiação. O espalhamento Compton não depende do número atômico do material do alvo porque a interação ocorre com os elétrons livres.

1.2.4 Produção de Pares

A produção de pares, ilustrada na figura 7, consiste na interação de um fóton de alta energia com a região próxima ao núcleo de um átomo, resultando na geração de um par elétron-pósitron através da aniquilação do fóton. O fóton só irá desaparecer se sua energia for duas vezes maior que a energia de repouso do elétron. O pósitron, antipartícula do elétron, possui as mesmas propriedades deste, porém, apresenta sinal de carga e momento magnético contrários.

Como toda a energia do fóton incidente é transformada em massa (massas do elétron e do pósitron) e em energia cinética, o fenômeno de produção de pares é um indicativo da equivalência entre massa e energia.

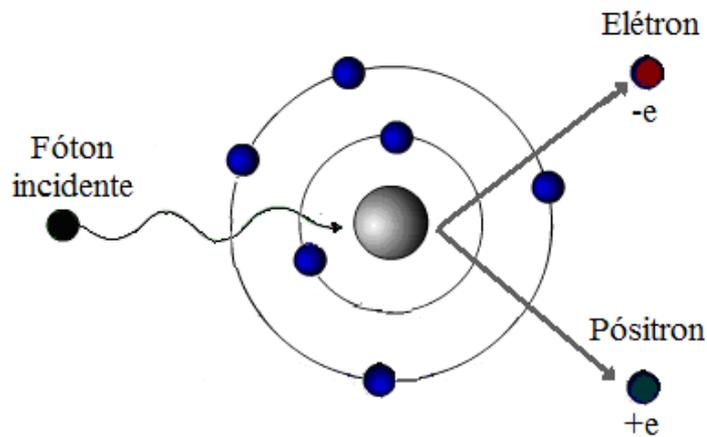


Figura 7 - Esquema ilustrando a produção de pares.
Fonte: QUOIRIN, 2011.

Após a produção do par elétron-pósitron, a energia cinética do pósitron é maior que a do elétron, devido à repulsão coulombiana entre o pósitron e a atração do elétron com o núcleo.

A probabilidade de ocorrer produção de pares é diretamente proporcional ao número atômico (Z) e à energia do fóton incidente. Quanto maior o número atômico e energia do fóton incidente, maior é a probabilidade de ocorrer a produção de pares.

1.3 Atenuação dos Raios X

Na figura 8 pode-se observar um feixe de radiação X incidindo sobre um material de espessura x , na qual parte do feixe atravessa completamente o material sem interagir com ele, parte é espalhada e parte é absorvida através dos processos descritos anteriormente. Assim, quanto maior a espessura do material, menor será a intensidade da radiação do feixe emergente.

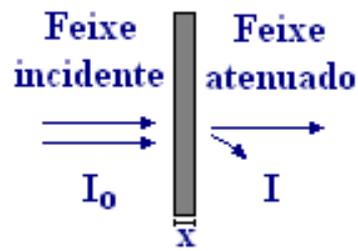


Figura 8 - Esquema ilustrando a interação da radiação com a matéria.
Fonte: O autor, 2011.

A intensidade I do feixe emergente é diretamente proporcional à intensidade I_0 do feixe incidente, ou seja, quanto maior for a energia dos fótons incidentes no material, maior será o poder de penetração. A relação entre I e I_0 é dada pela lei de Lambert – Beer de absorção (CULLITY, 1978):

$$I = I_0 \exp[-\mu \cdot x] \quad (6)$$

onde I é a intensidade da radiação que emerge do material, I_0 a intensidade da radiação incidente, μ é o coeficiente de atenuação linear total e x a espessura do material.

A figura 9 ilustra o processo de atenuação de um feixe de fótons em um material de espessura x .

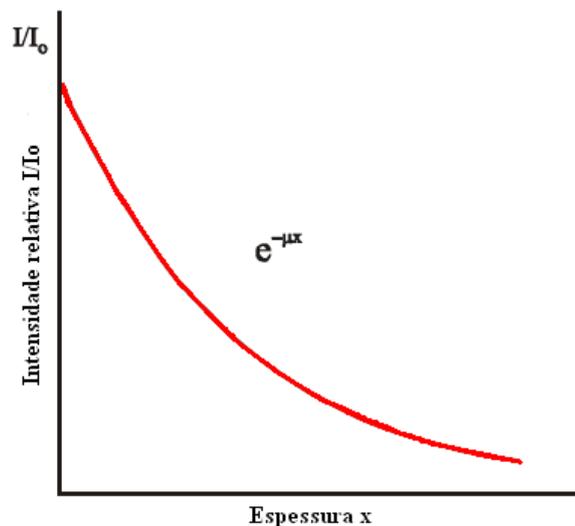


Figura 9 - Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura x .
Fonte: TAUHATA et al., 2003.

O coeficiente de atenuação linear total é a probabilidade de o feixe sofrer atenuação, ou seja, está relacionado à probabilidade dos fótons serem absorvidos. Devido à faixa de energia utilizada em tomografia computadorizada, essa absorção ocorre principalmente por espalhamento Compton e efeito fotoelétrico (SALLES, 2010). Desse modo, pode-se escrever o coeficiente de atenuação total como:

$$\mu = \mu_C + \mu_f \quad (7)$$

onde μ_C é a atenuação causada pelo espalhamento Compton e μ_f é a atenuação causada pelo efeito fotoelétrico.

Com base na equação 6, conclui-se que quanto maior o coeficiente de atenuação linear, maior a atenuação da radiação. Assim, quanto menor o coeficiente de atenuação linear, maior a interação da radiação com a matéria. O coeficiente de atenuação linear depende da energia da radiação incidente e do número atômico dos elementos que constituem o material. O coeficiente de atenuação de massa equivale à razão entre o coeficiente de atenuação linear e a densidade. Como essa razão é uma constante, o material pode ser analisado em qualquer estado físico, sem alterar medição (CULLITY, 1978).

Quando o material absorvedor não é homogêneo, a equação 6 pode ser escrita da seguinte forma:

$$I = I_0 \exp \left[\sum_i (-\mu_i \cdot x_i) \right] \quad (8)$$

onde μ_i é o coeficiente de atenuação linear total e x_i a espessura do material não homogêneo.

1.4 Detecção da radiação

Os detectores de radiação são elementos ou dispositivos sensíveis à radiação ionizante e capazes de detectar, qualitativamente e quantitativamente, a radiação. Eles são utilizados para determinar a quantidade de radiação presente em um determinado meio de interesse. Os detectores se diferem pela faixa de energia de cada tipo de radiação que se deseja medir,

assim como pela resolução e eficiência que se deseja da medição. Alguns detectores de radiação e suas características estão relacionados na tabela 1.

Tabela 1 – Tipos de detectores, uso e característica

Dispositivo	Uso e características
Emulsão fotográfica	Faixa e sensibilidade à radiação limitada. Monitoração de pessoal e filme para imagem radiográfica.
Caneta dosimétrica	Portátil. Leitura imediata. Precisão baixa.
Dosimetria termo-luminescente	Faixa ampla, exato e sensível. Monitoração de pessoal e de área.
Detector de cintilação	Faixa limitada. Muito sensível. Instrumento portátil ou estacionário. Imagem e espectroscopia de fóton.

Fonte: OLIVEIRA, 2007.

1.4.1 Detectores

Um detector de raios X é usado para medir a intensidade de radiação capaz de atravessar um objeto em diferentes ângulos. A função de um detector é converter o fluxo incidente de raios X em um sinal elétrico, que pode ser tratado por processamento eletrônico.

Uma grande variedade de detectores de raios X está disponível. Alguns de contagem simples de fótons, que fornecem apenas medidas da taxa de contagem ou do fluxo total; outros capazes de medir energia, posição e/ou tempo de incidência de raios X. Algumas propriedades de detectores de raios X mais freqüentes estão relacionadas na tabela 2.

Tabela 2 - Alguns detectores e suas propriedades

Detectores	Intervalo de energia (keV)	$\Delta E/E$ em 5,9keV (%)	Tempo/evento (μs)	Taxa máxima de contagem (s^{-1})
Cintilação (NaI)	3,0 - 10000	40	0,25	2×10^6
Gás	0,2 - 50	n/a	n/a	10^{11}
Semicondutor	1,0 - 10000	3	0,5 - 30	2×10^5
Fotodiodo	0,1 - 50	20	0,001	10^8
CCD	0,1 - 70	n/a	n/a	n/a
Supercondutor	0,1 - 4,0	<0,5	100	5×10^3

Fonte: THOMPSON, 2001.

1.4.1.1 Detectores a gás

Detectores de ionização a gás são comumente utilizados para medir o fluxo do feixe ao invés dos fótons individuais. A figura 10 mostra o esquema de um detector a gás, constituído de uma célula com entrada retangular fina e janelas de saída. No interior do detector, um campo elétrico é aplicado entre duas placas paralelas de tal modo que o feixe de raios X ao interagir com a câmara de gás produz fotoelétrons, elétrons Auger, e/ou fótons de fluorescência. Os elétrons energéticos produzem pares adicionais de elétron-íon por colisões inelásticas, de modo que os fótons escapam ou são absorvidos. Os elétrons e íons são coletados nas placas e uma corrente é medida através de um amplificador.

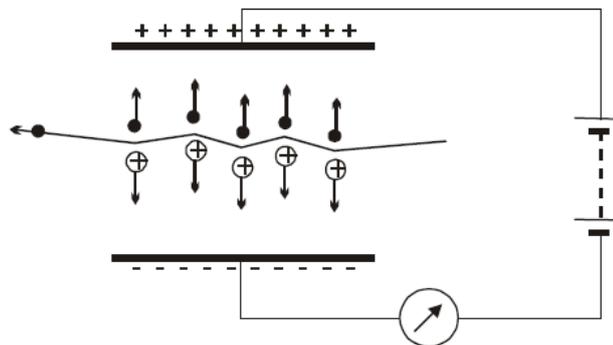


Figura 10 - Esquema representando um detector a gás

Fonte: MIGLIERINI, 2004.

1.4.1.2 Detectores por cintilação

A maioria dos detectores de raios X utiliza um cintilador. Os cintiladores são materiais que, no estado sólido, líquido ou gasoso, produzem faísca ou cintilação quando a radiação ionizante passa por eles. Na figura 11 observa-se um esquema representando um detector por cintilação.

Inicialmente, o detector por cintilação absorve a energia incidente. Com a absorção, os elétrons que constituem o cintilador passam para um estado mais excitado; ao retornarem ao estado fundamental, emitem fótons na faixa do visível.

Em seguida, o fóton emitido interage com o fotocátodo de um tubo fotomultiplicador, liberando elétrons de baixa energia. Estes elétrons são conduzidos, devido a um campo elétrico, em direção ao primeiro dínodo. Ao atingirem o dínodo, elétrons secundários são emitidos devido a uma substância que o reveste. Estes elétrons, provenientes do fotocátodo e do primeiro dínodo, se chocam contra o um segundo dínodo, que também emitirá elétrons. Estes se chocarão contra o um terceiro dínodo e assim sucessivamente até chegarem ao dispositivo de medição.

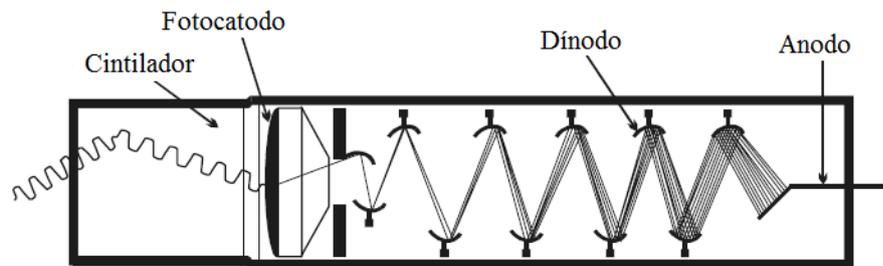


Figura 11 - Esquema representando um detector por cintilação
Fonte: MIGLIERINI, 2004.

1.4.1.3 CCD (Charge Coupled Device)

Uma câmara de CCD é composta por um detector, circuitos eletrônicos e um suporte mecânico. Os detectores ou sensores CCD são constituídos de um material sólido sensível à luz, dotado de circuitos que permitem ler e armazenar eletronicamente imagens digitais.

A base de funcionamento dos detectores CCD é o efeito fotoelétrico. Algumas substâncias têm a propriedade de absorver fótons e com isso liberar um elétron. Uma substância que tem essa propriedade e é geralmente utilizada no detector CCD é o silício. Os detectores CCD típicos são compostos de uma placa quadrada ou retangular de silício com espessura entre 125 a 500 micrômetros e alguns milímetros de comprimento. Uma rede de eletrodos capazes de capturar e analisar os elétrons gerados pelo efeito fotoelétrico é implantada sobre a placa de silício. À medida que a luz incide no detector, há um acúmulo de elétrons em torno dos eletrodos, pois estes contêm cargas positiva, e os elétrons gerados pelo efeito fotoelétrico carga negativa. Vários conjuntos de eletrodos, dispostos em colunas, cobrem toda a extensão do sensor CCD, como pode ser observado na figura 12. Estas colunas são isoladas umas das outras por um material que gera um potencial negativo permanente, ao entrar em contato com a placa de silício, evitando a contaminação entre as colunas. Cada conjunto de eletrodos compõe um elemento da imagem digital final, que é designado pixel ou elemento de imagem. O tamanho físico do pixel é variável, podendo ser retangular ou quadrado. Suas dimensões variam habitualmente entre 6 e 27 micrômetros. Se algum pixel não acumular elétrons, denominado pixel morto, este produzirá uma coluna de elemento de imagem que não registra qualquer tipo de informação.

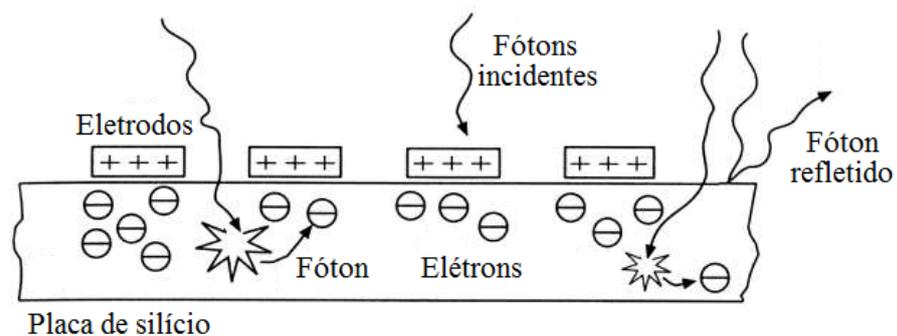


Figura 12 - Esquema representando um detector de CCD
Fonte: RÉ, 2011.

Assim, a luz que incide num conjunto de centenas de milhares de detectores (pixels), produz cargas elétricas, que por sua vez são lidas, medidas, convertidas em números e gravadas em computador. A leitura da imagem ocorre através de um processo denominado transferência de carga, em que é feita a leitura das voltagens referentes a cada pixel ou elemento de imagem. Estes valores, antes de serem enviados para a memória de um computador, passam por um amplificador e um conversor analógico ou digital. Desse modo, é possível gravar a imagem obtida em formato digital para posterior processamento (RÉ, 2011).

2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A tomografia computadorizada (CT) foi desenvolvida por Godfrey Newbold Hounsfield, que recebeu o premio Nobel em Medicina em 1979 pelo o desenvolvimento da técnica. As primeiras aplicações da CT se restringiam a área médica, possibilitando a obtenção de imagens radiológicas mais detalhadas em razão das pequenas diferenças na atenuação da radiação. Por conseguinte detectadas e relacionadas às diferenças de densidade contidas na amostra.

Atualmente, a tomografia tem sido utilizada em diferentes áreas de pesquisa, sobretudo por permitir a visualização interna da amostra, sem destruí-la.

2.1 Microtomografia Computadorizada por Raios X

Na Microtomografia Computadorizada (μ CT), os raios X são concentrados num feixe estreito que passa por uma pequena parte (fatia) do corpo, sendo detectado do outro lado da amostra. Os raios X recolhidos pelo detector foram variavelmente atenuados pelo corpo de prova, em razão da diferença de densidade, que deixa passar maior ou menor quantidade de raios X. A intensidade dos raios X que chega ao detector de diferentes ângulos é convertida em um sinal digital, posteriormente processado por um computador e convertido em uma imagem espacial de alta resolução. Ao processar essas informações, o computador, reconstrói uma imagem bi-dimensional ou tri-dimensional da amostra a partir de informações obtidas para uma única fatia ou múltiplas fatias da amostra, respectivamente.

A partir de uma série de projeções é possível obter todas as informações geométricas da amostra. A figura 13 mostra duas amostras sujeitas aos raios X e suas respectivas projeções, em diferentes ângulos.

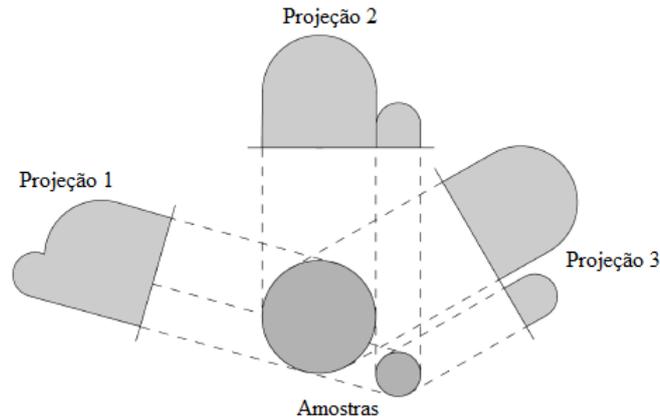


Figura 13 - A relação entre duas amostras e suas projeções, vistas de três ângulos diferentes
 Fonte: FORSBERG, 2008.

Várias projeções devem ser obtidas para reconstrução da imagem. Um número pequeno de projeções resultará em uma reconstrução de má qualidade, ocasionando a presença de artefatos. Na figura 13, os feixes de raios X estão em paralelo, de modo que para reconstruir a imagem das amostras é necessário apenas adquirir as projeções em um intervalo de 0° a 180° , pois as informações se repetem no intervalo entre 180° e 360° . Porém, quando o feixe de raios X for divergente, isto não poderá ser feito, em razão da variação de distância entre o feixe e o objeto. Assim, quando o feixe de raios X for divergente, as projeções deverão ser coletadas em uma trajetória de 360° .

A intensidade dos raios X detectada após a sua interação com a amostra pode ser determinada através da lei de Lambert–Beer de absorção (equação 6). Se considerarmos apenas uma fatia da amostra no plano xy , a equação 6 pode ser escrita como:

$$I = I_0 e^{-\int_L \mu(x,y) dl} \quad (9)$$

onde $\mu(x,y)$ representa o coeficiente de atenuação linear nas duas dimensões e dl é um incremento do comprimento. Nesse caso, a integração é feita ao longo do caminho (L) entre a fonte de raios X e o detector.

A base matemática para a reconstrução de uma imagem a partir de uma série de projeções é a transformada de Radon. Para determiná-la, escreve-se a equação 9 de outra forma:

$$\int_L \mu(x, y) dl = -\ln \frac{I}{I_0} \quad (10)$$

Assim, a integral de linha do lado esquerdo da equação 10 é a transformada de Radon da função $\mu(x, y)$. Na figura 14 podemos observar a projeção de uma amostra após a interação e detecção de um feixe de raios X.

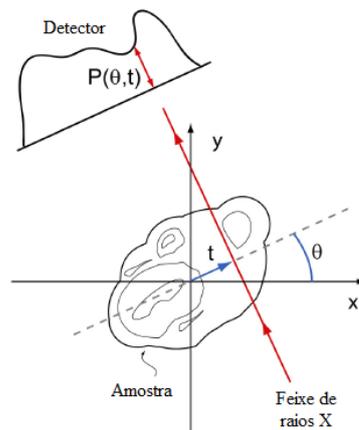


Figura 14 - Propagação de um feixe de raios X através de uma amostra
Fonte: FORSBERG, 2008.

A projeção $P(\theta, t)$ pode ser expressa em função da transformada de Radon como:

$$P(\theta, t) = \int_L \mu(x, y) dl \quad (11)$$

onde os parâmetros θ e t indicam, respectivamente, o ângulo de projeção e a posição radial do raio. Estes parâmetros e os das coordenadas espaciais x e y , podem se relacionar através da seguinte relação:

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (12)$$

As equações descritas acima são válidas apenas quando se supõe que todos os raios X têm o mesmo comprimento de onda.

2.1.1 Feixe de raios X em paralelo

A expressão matemática para as projeções $P(\theta, t)$ é dada pela equação 11, em que a atenuação linear $\mu(x, y)$ representa a amostra analisada. Para reconstruir uma imagem, substitui-se o termo $\mu(x, y)$ da equação 7 por $f(x, y)$, por se tratar de uma notação mais geral. Assim, a equação 7 é descrita da seguinte forma:

$$P(\theta, t) = \int_L f(x, y) dl \quad (13)$$

Com base nos dados de projeção adquiridos, pode-se formular uma expressão para reconstruir a imagem de uma amostra.

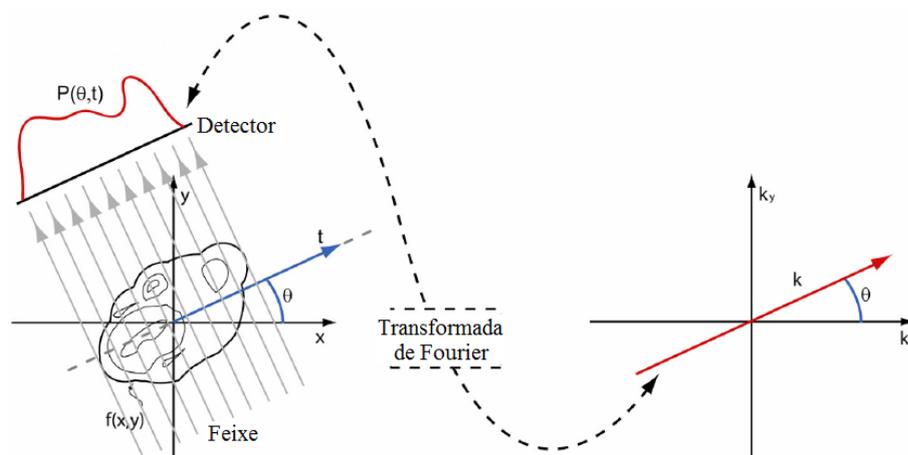


Figura 15 - Transformada de Fourier
Fonte: FORSBERG, 2008.

Na figura 15 pode-se observar que a projeção $P(\theta, t)$ é equivalente a uma linha k , pois a transformada de Fourier foi aplicada. Assim, a transformada de Fourier pode ser escrita como:

$$\mathfrak{F}_t\{P\}(\theta, k) = \int_{-\infty}^{\infty} P(\theta, t) e^{-i2\pi kt} dt \quad (14)$$

$$\mathfrak{F}_t\{P\}(\theta, k) = \mathfrak{F}_2\{f\}(k_x, k_y) \quad (15)$$

$$\mathfrak{T}_t\{P\}(\theta, k) = \mathfrak{T}_2\{f\}(k \cos \theta, k \sin \theta) \quad (16)$$

Ao se aplicar o teorema de Fourier, é possível obter informações de todos os pontos da amostra em duas dimensões. Isto é obtido através dos dados de projeção em todos os ângulos durante a rotação de 180° da amostra. Neste caso, deve-se colocar a equação 16 em função de $f(x, y)$:

$$f(x, y) = \mathfrak{T}_2^{-1}\{\mathfrak{T}_2\{f\}\}(x, y) \quad (17)$$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mathfrak{T}_2\{f\}(k_x, k_y) e^{i2\pi(xk_x + yk_y)} dk_x dk_y \quad (18)$$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mathfrak{T}_t\{P\}(\theta, t) e^{i2\pi(xk_x + yk_y)} dk_x dk_y \quad (19)$$

O teorema de Fourier é utilizado para reconstruir imagens de amostras que foram expostas a um feixe de raios X em paralelo.

2.1.2 Feixe cônico de raios X

O feixe cônico é bastante utilizado devido ao fato de que a reconstrução da imagem 3D é realizada diretamente através dos dados de projeção 2D, sem a necessidade de reconstruir cada fatia até a formação do volume. Para reconstruir o volume tridimensional, é necessário o uso de um algoritmo. O algoritmo mais utilizado é o de Feldkamp que será descrito a seguir.

A projeção bidimensional é obtida através do objeto tridimensional $f(x, y, z)$. Assim, em analogia com a equação 13, a projeção $P(\theta, a, b)$ é determinada por:

$$P(\theta, a, b) = P(\theta, a(x, y, \theta), b(x, y, \theta)) = \int_L f(x, y, z) dl \quad (20)$$

a e b são, respectivamente, as coordenadas horizontal e vertical do detector; L é o caminho efetuado pelo raio entre a fonte e o detector e θ é o ângulo de projeção. Um feixe cônico é mostrado na figura 16. Assim, as coordenadas a e b do detector se relacionam com x , y , z e θ através das equações 21 e 22, a seguir:

$$a(x, y, \theta) = R \frac{-x \operatorname{sen} \theta + \cos \theta}{R + x \cos \theta + y \operatorname{sen} \theta} \quad (21)$$

$$b(x, y, z, \theta) = z \frac{R}{R + x \cos \theta + y \operatorname{sen} \theta} \quad (22)$$

onde R é a distância entre a fonte e detector.

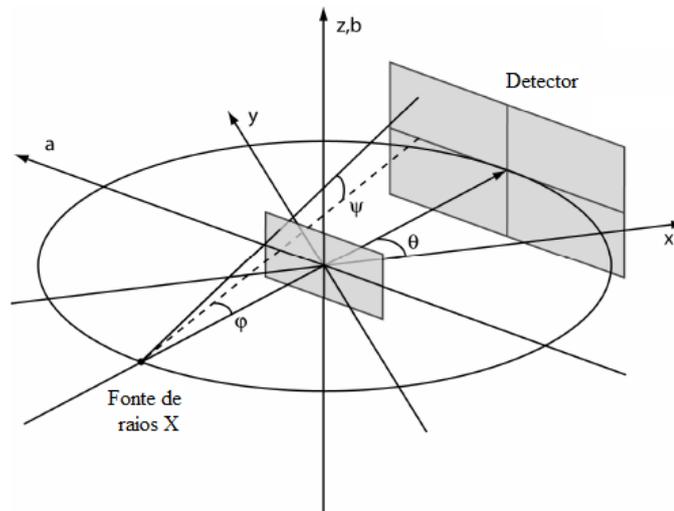


Figura 16 - Representação do feixe cônico
Fonte: FORSBERG, 2008.

A realização da reconstrução é praticamente feita do mesmo modo que a do feixe paralelo. Mas, com o aumento de fatores o algoritmo de reconstrução torna-se ainda mais complexo. Assim, para realizar a reconstrução, a equação 23 é utilizada.

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{R^2}{(R + x \cos \theta + y \operatorname{sen} \theta)^2} \left(\frac{R}{\sqrt{R^2 + a^2 + b^2}} P(\theta, a, b) \right) \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} |k| e^{i2\pi k a} dk d\theta \quad (23)$$

2.1.3 Filtragem

O feixe de raios X é composto por fótons de diferentes energias. Os fótons de baixa energia são absorvidos enquanto que os de maior energia penetram na matéria. Assim, para que o feixe fique mais homogêneo, os fótons de baixa energia e menos penetrantes são eliminados através de uma filtragem. A essa filtragem dá-se o nome de filtragem total, constituída pelas filtrações inerente e adicional. A filtragem total endurece o feixe de raios X, aumentando a proporção de fótons de alta energia e o poder de penetração. A filtragem inerente é realizada pelos próprios componentes do aparelho de raios X. Por exemplo, a ampola de vidro do aparelho de raios X absorve parte dos fótons de baixa energia que chegam até ela. Na filtragem adicional uma placa de alumínio ou cobre de diferentes espessuras é inserida no feixe de raios X. A quantidade de filtragem adicional que será utilizada depende da voltagem usada.

2.1.4 Resolução Espacial

A resolução espacial de uma imagem em tomografia computadorizada é a capacidade de um sistema de imagem de distinguir dois pontos na imagem com diferentes atenuações e separados por pequenas distâncias em uma amostra. Assim, quanto menor e mais próximos os pontos na amostra que o sistema consiga distinguir, melhor a resolução espacial. Uma estrutura não será discriminada na imagem se for menor que o valor da resolução espacial do equipamento. Este parâmetro depende do feixe de raios X transmitido e detectado, do processo de reconstrução da imagem e do processo de aquisição (rotação da amostra).

3 ESTRUTURA ÓSSEA

O osso é formado por dois componentes: um orgânico e outro inorgânico. A parte orgânica, constituída por osteóides, é responsável pela flexibilidade e elasticidade do osso. Já a parte inorgânica, responsável pela dureza e resistência à tração, é constituída por sais minerais. Os principais sais encontrados no osso são os cristais de cálcio e fosfato sob forma de hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Cerca de 99% do cálcio e 85% do fósforo do nosso corpo é encontrado no osso.

Temos dois tipos de tecido ósseo: o osso trabecular ou esponjoso, e o osso cortical ou compacto. Essa é uma classificação macroscópica, pois histologicamente a estrutura dos ossos cortical e esponjoso é a mesma; ou seja, eles apresentam o mesmo tipo de substância intracelular e celular, diferenciando-se apenas quanto à distribuição de seus componentes e ao número de espaços medulares. O osso trabecular compõe a parte esponjosa do osso e fica localizado na parte mais interna. É responsável por alojar a medula óssea, além de manter a força de sustentação e a elasticidade do osso. O osso cortical compõe a parte mais densa e compacta. O osso cortical apresenta pouquíssimo espaço medular e canais percorridos por nervos e vasos sanguíneos. O osso cortical é responsável pela resistência do osso à força peso e ao movimento e encontra-se frequentemente nas camadas mais externas do osso, sobretudo nas diáfises (parte mais longa do osso). Os ossos trabecular e cortical podem ser observados nas figuras 17 e 18



Figura 17 - Esquema representando um osso e sua constituição
Fonte: PEREIRA et al., 2011.

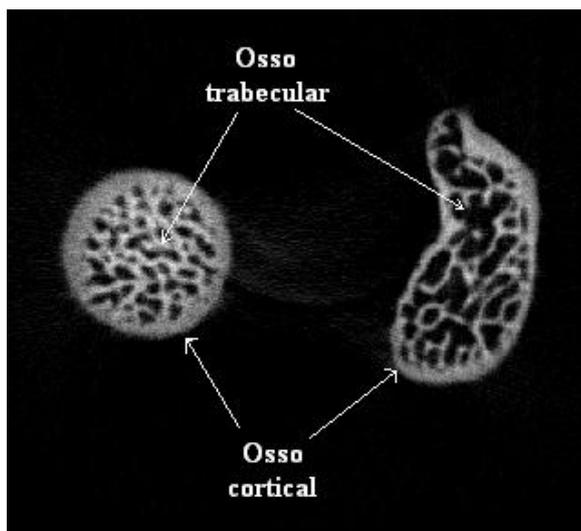


Figura 18 - Imagem da cabeça de um fêmur de rato mostrando os tecidos cortical e trabecular (Imagem obtida através da microtomografia de Raios X).

Fonte: O autor, 2011.

3.1 Parâmetros histomorfométricos

A análise morfométrica por microtomografia computadorizada pode ser feita através da determinação dos seguintes parâmetros: BV (volume ósseo da amostra), BS (área óssea da amostra), TV (volume da amostra), TS (área superficial da amostra óssea), BV/TV (razão entre o volume ósseo e o volume da amostra), BS/BV (razão entre a área óssea da amostra e volume ósseo da amostra), BS/TV (razão entre área óssea da amostra e o volume da amostra), Tb.N (densidade trabecular), Tb.Th (espaçamento entre as trabéculas), Tb.Sp (separação trabecular). É possível também determinar o grau de anisotropia e a conectividade trabecular através da microtomografia. Os índices BV, BS, TV e TS são considerados primários e BV/TV, BS/BV e BS/TV normalizados. Os últimos são utilizados nos casos em que as amostras em estudo tenham dimensões diferentes. A tabela 3 fornece os parâmetros histomorfométricos.

Tabela 3 - Notação e unidade dos parâmetros histomorfométricos.

Parâmetros Histomorfométricos	Notação	Unidade
Volume ósseo da amostra	BV	mm ³
Área óssea da amostra	BS	mm ²
Volume da amostra	TV	mm ³
Área superficial da amostra óssea	TS	mm ²
Razão entre o volume ósseo e o volume da amostra	BV/TV	%
Razão entre a área óssea da amostra e volume ósseo da amostra	BS/BV	mm ⁻¹
Razão entre área óssea da amostra e o volume da amostra	BS/TV	mm ⁻¹
Densidade trabecular	Tb.N	mm ⁻¹
Espaçamento entre as trabéculas	Tb.Th	mm
Separação trabecular	Tb.Sp	mm

Fonte: O autor, 2011.

3.2 Análise morfométrica 2D

Na análise morfométrica 2D, as seções transversais da amostra são reconstruídas em duas dimensões. Os parâmetros calculados através da reconstrução 2D são: o espaçamento entre as trabéculas (Tb.Th), densidade trabecular (Tb.N), separação trabecular (Tb.Sp) e outros, determinados apenas pela análise 2D.

O espaçamento entre as trabéculas (Tb.Th) é definido como a espessura média das trabéculas. Este parâmetro pode ser determinado através de três modelos da trabécula: de placas paralelas, cilíndrico e esférico. Considerando os modelos em que as trabéculas são representadas por placas paralelas, por um cilindro ou por uma esfera, a espessura trabecular pode ser determinada (MANUAL CT-ANALYSER, 2008), respectivamente, por:

$$Tb.Th = \frac{2}{(BS / BV)} \quad (24)$$

$$Tb.Th = \frac{4}{(BS / BV)} \quad (25)$$

$$Tb.Th = \frac{6}{(BS / BV)} \quad (26)$$

A densidade trabecular (Tb.N) é definida como o número de trabéculas por unidade de comprimento. Considerando os dois modelos para representar as trabéculas, o de placas paralelas e a cilíndrica, determina-se a densidade trabecular, respectivamente, por:

$$Tb.N = \frac{(BV / TV)}{Tb.Th} \quad (27)$$

$$Tb.N = \frac{\sqrt{\left(\frac{4}{\pi}\right) \times \left(\frac{BV}{TV}\right)}}{Tb.Th} \quad (28)$$

A separação trabecular (Tb.Sp) é definida como a separação entre as trabéculas; ou seja, é o diâmetro médio das trabéculas. Para se determinar a separação trabecular (MANUAL CT- ANALYSER, 2008), utilizam-se dois modelos: placas paralelas ou cilíndrico. Neste caso, a separação trabecular é determinada, respectivamente, por:

$$Tb.Sp = \left(\frac{1}{Tb.N}\right) - Tb.Th \quad (29)$$

$$Tb.Sp = Tb.Th \times \left(\sqrt{\left(\frac{\pi}{4}\right) \times \left(\frac{TV}{BV}\right)} - 1\right) \quad (30)$$

Além dos parâmetros descritos acima, a análise 2D permite a determinação da: porcentagem de área de poros fechados sobre a área total da amostra (Po).

3.3 Análise morfométrica 3D

A análise morfométrica 3D é feita a partir da reconstrução tridimensional do volume da amostra. A seguir serão descritos como se determina os parâmetros normalizados: $Tb.Th^*$, $Tb.N^*$ e $Tb.Sp^*$.

O espaçamento entre as trabéculas ($Tb.Th^*$) é determinado a partir da suposição de que esferas preencham a trabécula com o maior diâmetro possível, conforme indica a figura 19.

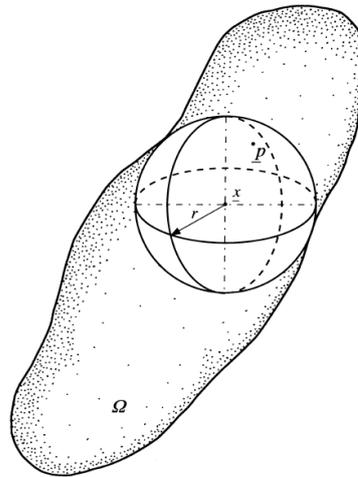


Figura 19 - Desenho representando o método de determinação do espaçamento entre as trabéculas

Fonte: HILDEBRAND, 1996.

Aplicando-se o modelo de placas paralelas, a densidade trabecular ($Tb.N^*$) é determinada por:

$$Tb.N = \frac{1}{(Tb.Th + Tb.Sp)} \quad (31)$$

$Tb.Th^*$ e $Tb.Sp^*$ são determinados através da análise 3D, utilizando o modelo de HILDEBRAND e colaboradores.

Na determinação da separação trabecular ($Tb.Sp^*$), utiliza-se do mesmo método de determinação do espaçamento trabecular ($Tb.Th^*$).

3.4 Conectividade

A conectividade é determinada através do número de Euler-Poincaré ou simplesmente número de Euler. Este número mede a conectividade redundante, ou seja, o grau em que as partes do objeto são multiplamente conectadas. Assim, o número de Euler é uma medida do número de conexões que existe em uma estrutura, antes de dividi-la em duas partes. Assim, a conectividade informa o número de trabéculas redundantes no osso esponjoso, e pode contribuir significativamente para a força da estrutura (ODGAARD, 1997).

O número de Euler χ , também conhecido como a característica de Euler, para as estruturas em 2D é determinado por:

$$\chi = \beta_0 - \beta_1 \quad (32)$$

onde β_0 é o número de partículas e β_1 é o número de buracos.

A análise de Euler, para uma estrutura em 3D, fornece uma medida de densidade de conectividade, indicando o número de conexões redundantes entre as estruturas trabecular por unidade de volume. Assim, com partículas de osso β_0 separados, conexões redundantes β_1 e as cavidades fechadas da medula (poros) β_2 , o número de Euler é determinado através da equação 33 a seguir:

$$\chi = \beta_0 - \beta_1 + \beta_2 \quad (33)$$

O número de trabéculas redundantes no osso esponjoso pode ser expressa através do número de Euler por:

$$\beta_1 = 1 - \chi \quad (34)$$

A densidade de Euler χ_v , através de pares de pontos 2D, é determinada por:

$$\chi_v = \frac{I - B + H}{2ha} \quad (35)$$

onde I indica o número de ossos presente, B as pontes ósseas, H os furos na medula, a a área e h a distância entre as seções ósseas.

3.5 Anisotropia

A anisotropia é uma medida de simetria 3D, ou seja, indica se há ou não um alinhamento preferencial das estruturas ao longo de um eixo direcional. Para se determinar o grau de anisotropia (DA), usamos a medida do comprimento médio de interceptação MIL (Mean Intercept Length). O princípio básico do método MIL consiste na colocação de uma grade linear com orientação em uma estrutura e a contagem do número de cruzamentos entre as linhas da grade e as interfaces do osso. A figura 20 representa uma amostra óssea com a grade linear e alta anisotropia.

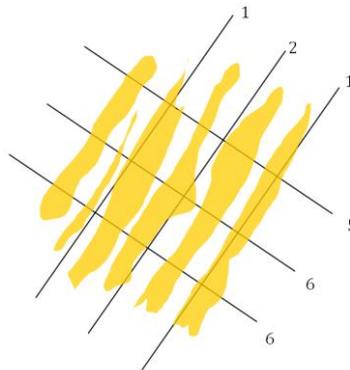


Figura 20 - Representação de uma amostra óssea com a grade e alta anisotropia
Fonte: MANUAL CT- ANALYSER, 2008.

Assim, o comprimento médio entre duas intersecções em uma direção w é obtido através da equação 36, onde L é o comprimento total de uma das linhas da grade e I o número de intersecções.

$$MIL(w) = \frac{L}{I(w)} \quad (36)$$

Na análise MIL, uma grade de linhas é colocada através do volume ao longo de um grande número de ângulos 3D. Assim, para cada ângulo, o valor de MIL é calculado como a

média entre os valores de todas as linhas da grade. Para que estas linhas atravessem o centro da amostra e tenham uma distribuição de comprimento igual, é necessária uma região esférica que cobrirá todos os ângulos 3D, distribuídos de forma aleatória, como pode ser observado na figura 21.

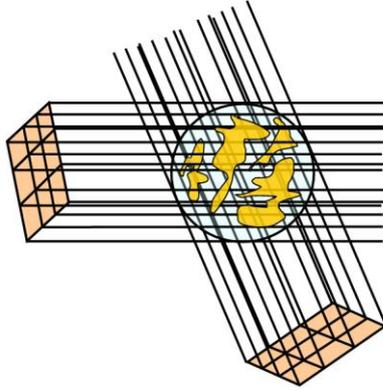


Figura 21 - Grade de linhas colocada através do volume ao longo de um grande número de ângulos 3D. Modelo esférico
Fonte: MANUAL CT- ANALYSER, 2008.

A figura 21 mostra uma nova representação da região 3D como um elipsóide. Neste caso, todas as linhas das grades são desenhadas de forma que passem por um ponto e o comprimento de cada linha indica a presença de osso. As linhas das grades estão distribuídas em diferentes ângulos, como também pode ser observado na figura 21. Este método em que a região é representada como um elipsóide é um muito complexo, mas necessário para extrair alguns parâmetros que definem a orientação e a anisotropia da distribuição MIL.

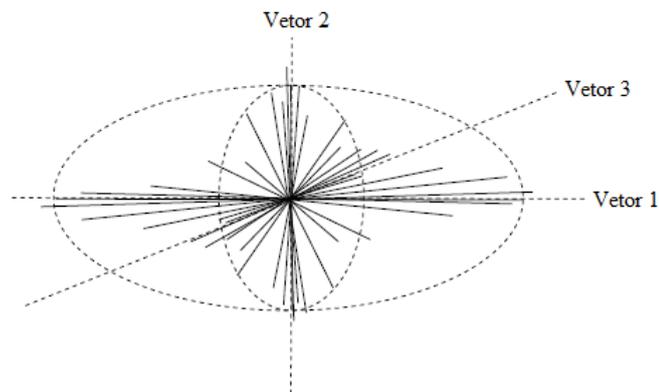


Figura 22 - Região representada por elipsóide (elipse em 3D) com seus três eixos e as linhas passando por um ponto em diferentes ângulos
Fonte: MANUAL CT- ANALYSER, 2008.

Como mostrado na figura 22, um elipsóide é constituído de três eixos que fornecem a orientação, o comprimento e largura da secção de elipse que melhor representa a região.

Neste método, utiliza-se um tensor ou matriz 3x3 de números para descrever a elipse. Como os eixos do elipsóide são ortogonais, o tensor que descreve o elipsóide de anisotropia é um tensor ortogonal. A matriz 3x3 de autovetores que descreve os ângulos 3D dos três eixos do elipsóide é constituída por uma coluna de três números para cada vetor que indicam onde há interceptação com o osso em cada um dos três eixos descritos pelos autovetores. Assim, o grau de anisotropia (DA) é expresso como:

$$DA = \left(1 - \left[\frac{\text{autovalormín}}{\text{autovalormáx}} \right] \right) \quad (37)$$

Assim, quando o valor para DA for igual a 1, a amostra apresentou anisotropia total.

4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.1 Teste *t* Student

O teste *t Student* é apropriado para os casos em que a mesma amostra é utilizada em medições com equipamentos ou métodos diferentes, ou ainda em tempos diferentes. O teste *t* pareado, apropriado para a diferença entre médias de amostra pareadas, consiste em determinar, primeiramente, a diferença entre cada par de valores e então testar se a média das diferenças é igual a zero. As distribuições *t* são apropriadas para testar a hipótese nula de que a média das diferenças é igual a zero.

Como as amostras estão ligadas aos pares, é realizado o estudo das n diferenças $d_i = x_{1,i} - x_{2,i}$. Assim, a média entre as diferenças e a variância amostral da diferença podem ser determinadas, respectivamente, por:

$$\bar{d} = \frac{\sum_i^n d_i}{n} \quad (38)$$

$$s_d = \sqrt{\frac{\sum_i^n (d_i - \bar{d})^2}{n-1}} \quad (39)$$

Calcula-se o valor de t , conforme a equação 40, e o aplica à função densidade de probabilidade da distribuição *t Student*, medindo o tamanho da área abaixo dessa função para valores maiores ou iguais a t .

$$t = \frac{\bar{d}}{s_d / \sqrt{n}} \quad (40)$$

No caso em que as amostras pertencem à mesma população, hipótese nula, considera-se o caso mais comum da distribuição com duas caudas (para um nível de confiança com $\alpha = 0,05$ de significância). O teste bicaudal é utilizado quando interessam os resultados de ambos os lados da curva, como pode ser observado na figura 23.

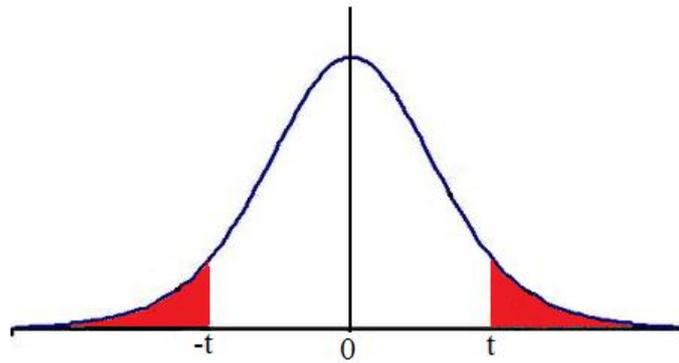


Figura 23 - Função bicaudal – Teste t Student.
Fonte: O autor, 2011.

Essa área assinalada representa a probabilidade (p -valor ou valor p) da média das amostras ter apresentado os valores observados ou algo mais extremo. Se o valor p for maior que o valor crítico de significância (5% ou seja, 0,05) considera-se que as duas amostras pertencem à mesma população.

4.2 Correlação de Pearson

Quando se trabalha com duas ou mais variáveis, é necessário verificar se as alterações sofridas por uma das variáveis são acompanhadas por alterações nas outras, ou seja, se existe relação entre elas. A correlação, em estatística, serve para indicar a força que mantém unidos dois conjuntos de valores. A verificação da existência e do grau de relação entre as variáveis é o objeto de estudo da correlação.

A medida de correlação é frequentemente determinada com base no coeficiente de correlação de Pearson, definido como uma medida do grau de relação linear entre duas variáveis quantitativas. Este coeficiente varia entre os valores -1 e 1. O valor 1 indica uma relação linear perfeita e o valor -1 também indica uma relação linear perfeita mas inversa, ou seja, quando uma das variáveis aumenta a outra diminui. Quanto mais próximo estiver de 1 ou -1, mais forte é a associação linear e o valor 0 (zero) significa que não há relação linear entre as variáveis.

O coeficiente de correlação de Pearson, representado por r , pode ser determinado através da razão entre a covariância e o erro entre as duas variáveis:

$$r: \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{(\sum (x_i - \bar{x})^2)(\sum (y_i - \bar{y})^2)}} \quad (41)$$

A interpretação do coeficiente de correlação linear (r) depende do seu valor numérico e sinal, como pode ser observado na tabela 4.

Tabela 4 - Classificação da correlação linear

Coeficiente de correlação	Correlação
$r = 1$	Perfeita positiva
$0,8 \leq r < 1$	Forte positiva
$0,5 \leq r < 0,8$	Moderada positiva
$0,1 \leq r < 0,5$	Fraca positiva
$0 < r < 0,1$	Ínfima positiva
$r = 0$	Nula
$-0,1 < r < 0$	Ínfima negativa
$-0,5 < r \leq -0,1$	Fraca negativa
$-0,8 < r \leq -0,5$	Moderada negativa
$-1 < r \leq -0,8$	Forte negativa
$r = -1$	Perfeita negativa

Fonte: SANTOS, 2007.

Assim, a correlação será mais forte quanto mais próximo estiver o coeficiente (r) de -1 ou +1; e será mais fraca quanto mais próximo o coeficiente (r) estiver de zero.

5 METODOLOGIA

Na realização deste trabalho foi utilizado um microtomógrafo da Skyscan, modelo 1174, disponível no Laboratório de Ensaios Físicos (LEFI) do Instituto Politécnico do Rio de Janeiro, UERJ, Nova Friburgo(RJ). A figura 24 mostra o microtomógrafo Skyscan 1174 utilizado neste trabalho e a tabela 5 explicita suas especificações.



Figura 24 - Microtomógrafo da Skyscan (Modelo 1174) portando uma amostra óssea
Fonte: O autor, 2011.

Tabela 5 - Especificações do Microtomógrafo da Skyscan

Modelo	1174
Voltagem da fonte de Raios X	20 a 50 kV
Potência máxima da fonte de Raios X	40 W
Detector de Raios X	1280x1024x12 bit câmera digital com cintilador P43
Matrizes de digitalização e reconstrução	1024x1024 pixels ou 512x512 pixels
Resolução espacial	6 a 30 microns de resolução nominal (tamanho voxel)
Tempo de escaneamento	Normalmente, 2 a 15 min para um volume de 512x512x512 pixels ou de 5 a 40 min para 1024x1024x1024 pixels
Algoritmo de reconstrução	Algoritmo Feldkamp modificado
Dimensões /Peso	800 x 300 x 370 mm/32 kg

Fonte: Instruction Manual, 2010.

As duas partes distintas de um dos ossos dos seis ratos podem ser visualizadas na figura 25. Todos os seis ratos apresentavam a mesma idade e sexo.

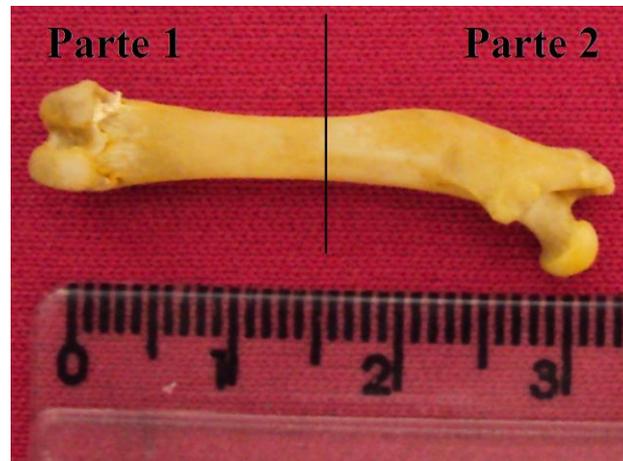


Figura 25 - Fêmur de um rato: partes 1 e 2 que serão microtomografadas
Fonte: O autor, 2011.

Na aquisição das microtomografias dos ossos, o microtomógrafo foi operado a uma voltagem de 50 kV e potência de 40 W. Foram utilizados filtros de alumínio de 0,25, 0,50 e 0,75 mm. As amostras foram também microtomografadas na ausência de filtros. Em todas as aquisições variou-se a resolução em três níveis (valores): 33,3 μm , 15,0 μm e 9,5 μm . Assim, o total de aquisições foi de 144. A amostra sofreu uma rotação de 180°, com número médio de frames e passo de rotação (em graus) mantidos constantes e iguais a 2 e 0,400, respectivamente. Após o término da aquisição, as imagens obtidas foram reconstruídas pelo programa NRecon® e as análises morfométricas 2D e 3D foram realizadas através do programa CTAn®.

A reconstrução das imagens de todas as 144 aquisições foi realizada da mesma forma, ou seja, foi escolhida a mesma região de interesse e se utilizou um coeficiente de atenuação mínimo de 0,003343 mm^{-1} e máximo de 0,156008 mm^{-1} . A região escolhida a ser reconstruída é constituída de 180 slices. Essa região, indicada pelo retângulo em vermelho, pode ser observada através dos exemplos das figuras 26 e 27.

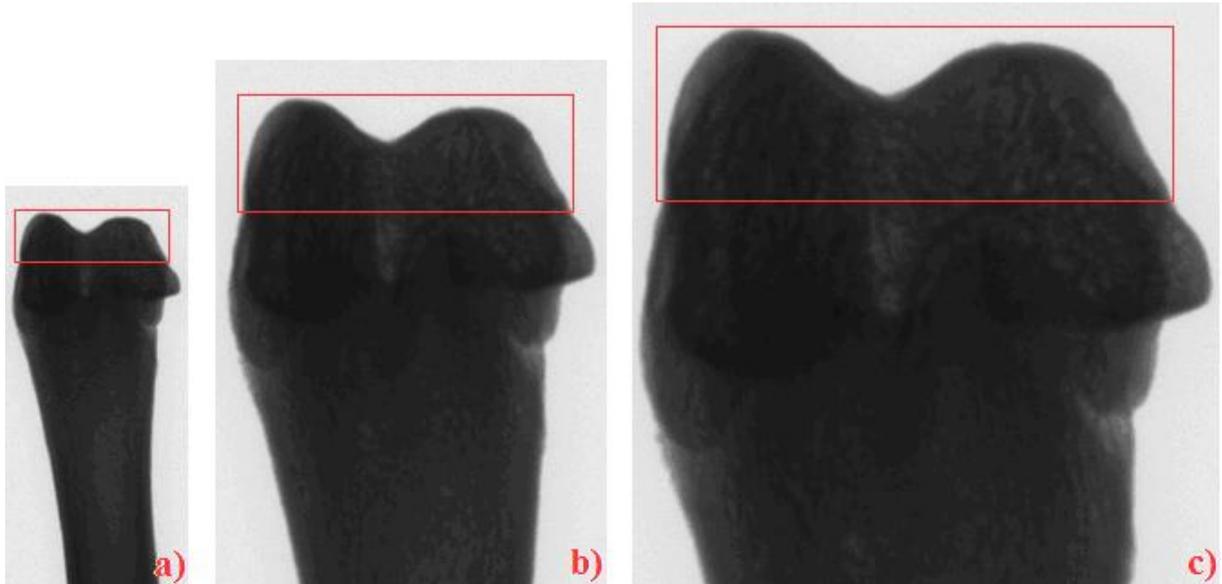


Figura 26 - Microtomografias da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 33,3 μm , b) 15,0 μm e c) 9,5 μm .
Fonte: O autor, 2011.

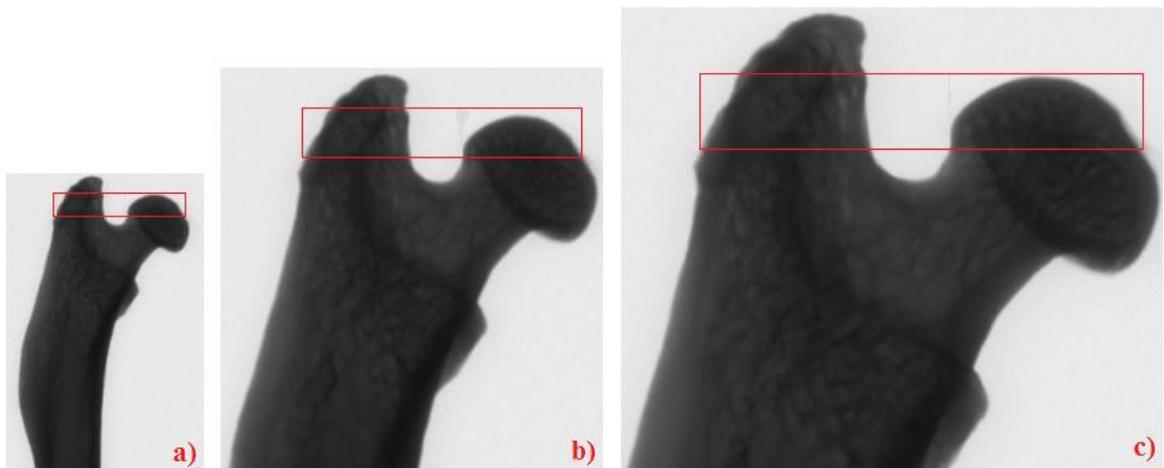


Figura 27 - Microtomografias da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 33,3 μm , b) 15,0 μm e c) 9,5 μm .
Fonte: O autor, 2011.

Na binarização das imagens realizadas através do programa CTAn® todas as amostras foram submetidas às mesmas condições: mesma região de interesse e o mesmo intervalo de *thresholding* (TH) de 70 a 200. A região de interesse selecionada e o histograma indicando os valores de TH escolhidos podem ser observados nos exemplos da figura 28 e na figura 29, respectivamente. A região de interesse das parte 1 e 2 dos ossos têm 6,946 mm e 4,204 mm de diâmetro, respectivamente.

Após a binarização, os parâmetros morfométricos 2D e 3D foram determinados.

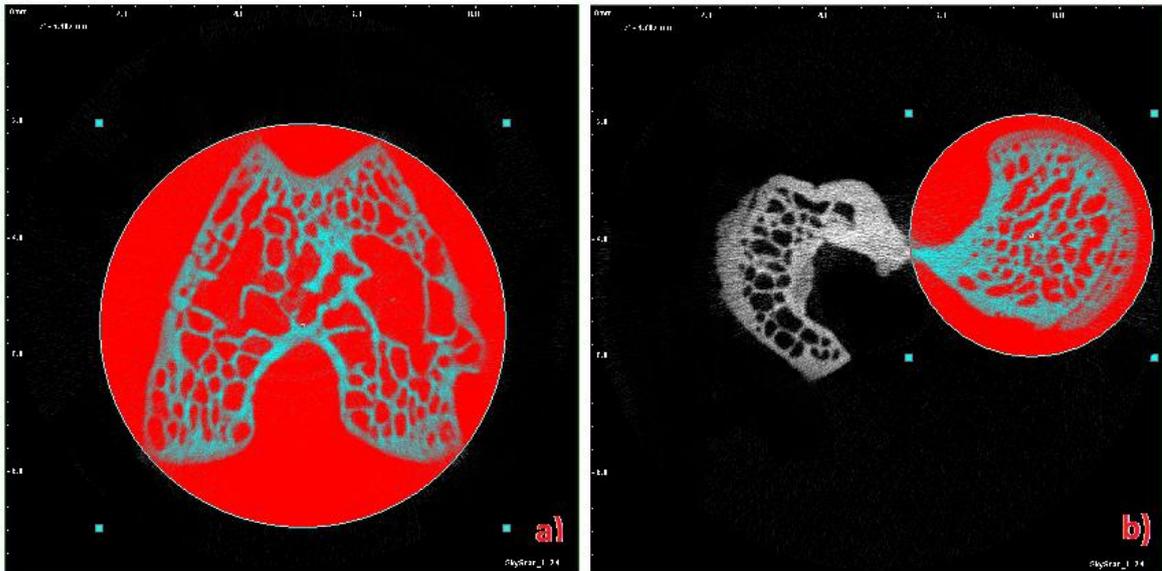


Figura 28 - Região de interesse, em vermelho, escolhida. Neste exemplo, foi utilizado um filtro de 0,50.mm de Alumínio, resolução de 9,5 μm e as partes de um fêmur de rato: a) 1 e b) 2. Fonte: O autor, 2011.

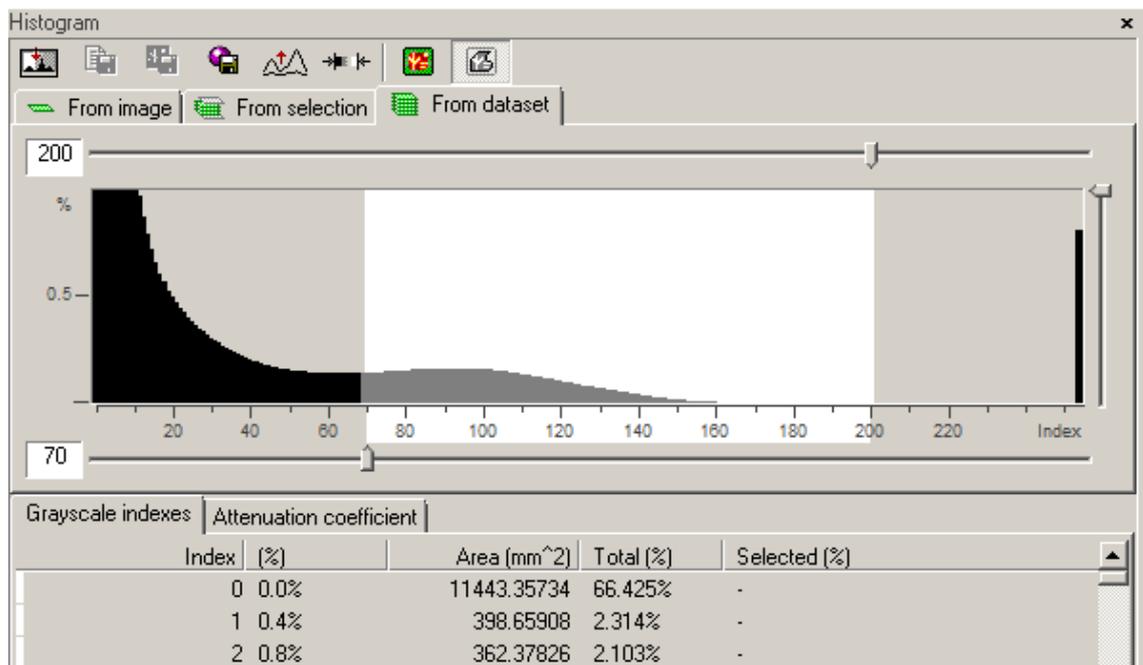


Figura 29 - Imagem do histograma, fornecido pelo programa CTAn®, indicando o valores de TH escolhidos para a binarização
Fonte: O autor, 2011.

A partir dos dados coletados, foi realizado um tratamento estatístico para se obter uma correlação entre as análises 2D e 3D, entre os valores obtidos em diferentes resoluções, na presença ou não de filtros de alumínio.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

As médias dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D referentes à parte 1 do fêmur, utilizando-se resoluções máxima, média e mínima, nos ensaios sem filtro de alumínio, são mostradas na tabela 6. Essa tabela mostra também os valores de t , p e o coeficiente de correlação de Pearson, determinados através do teste t pareado e da correlação de Pearson, respectivamente.

Tabela 6 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 1 dos ossos de rato, para cada resolução e sem fazer o uso de filtro de alumínio.

Parte 1						
Sem filtro						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	50,70	50,68	50,44	0,00	1,00
	BV	8,06	7,71	32,14	0,00	1,00
	BV/TV	15,89	15,21	22,09	0,00	1,00
	TS	103,99	103,83	99,04	0,00	1,00
	BS	901,97	771,70	51,82	0,00	1,00
	BS/BV	112,43	100,63	106,66	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,02	0,04	-108,75	0,00	0,98
	Tb.Sp(pl)	0,09	0,40	-13,17	0,00	0,87
	Tb.N(pl)	8,92	3,57	23,67	0,00	0,83
Média	TV	32,37	38,77	-1,00	0,36	0,39
	BV	5,16	6,47	-0,98	0,40	0,68
	BV/TV	15,87	16,2342	-0,55	0,60	0,99
	TS	82,87	90,09	-0,97	0,38	0,49
	BS	223,91	182,17	4,33	0,00	1,00
	BS/BV	40,40	29,05	1,92	0,12	0,82
	Tb.Th(pl)	0,04	0,12	-2,58	0,04	0,81
	Tb.Sp(pl)	0,17	0,71	-3,71	0,02	-0,75
	Tb.N(pl)	3,40	1,33	4,46	0,00	0,87
Mínima	TV	76,12	76,04	11,52	0,00	1,00
	BV	16,63	16,41	25,56	0,00	1,00
	BV/TV	21,26	20,97	8,32	0,00	1,00
	TS	139,12	138,72	1,73	0,14	1,00
	BS	261,11	215,17	40,66	0,00	0,96
	BS/BV	17,70	14,79	8,05	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,13	0,26	-8,70	0,00	1,00
	Tb.Sp(pl)	0,46	0,93	-22,93	0,00	0,94
	Tb.N(pl)	1,83	0,84	8,46	0,00	0,99

Fonte: O autor, 2011.

Os resultados mostram que nos ensaios em que a resolução é máxima (9,5 μm), os valores dos parâmetros obtidos através das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois as probabilidades (p) encontradas são iguais a zero. Os valores dos parâmetros TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, enquanto os valores de Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentam uma correlação forte positiva.

Nos ensaios em que a resolução é média (15,0 μm), os valores dos parâmetros obtidos através das análises 2D e 3D dos parâmetros BS, Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois as probabilidades (p) encontradas foram 0, 0,04, 0,02 e 0, respectivamente. Esses parâmetros apresentaram uma correlação perfeita positiva, forte positiva, moderada negativa e forte positiva, respectivamente.

Os parâmetros TV, BV, BV/TV, TS e BS/BV não apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois as probabilidades (p) encontradas foram 0,36, 0,40, 0,60, 0,38 e 0,12, respectivamente. Os parâmetros TV e TS apresentaram uma correlação fraca positiva, BV/TV e BS/BV apresentaram uma correlação forte positiva e os parâmetros de BV apresentaram uma correlação moderada.

Nos ensaios em que a resolução é mínima (33,3 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, com exceção dos valores de TS ($p=0,14$). Estes apresentaram correlação perfeita e positiva.

A tabela 7 mostra os valores dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, nos ensaios em que foi utilizado um filtro de alumínio de espessura 0,25 mm.

Tabela 7 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, obtidos da parte 1 dos ossos de rato, para cada resolução e utilizando o filtro de 0,25 mm de alumínio.

Parte 1						
Filtro: 0,25 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	50,13	50,11	4,96	0,00	1,00
	BV	11,96	11,81	4,63	0,00	1,00
	BV/TV	23,87	23,57	4,59	0,00	1,00
	TS	103,02	102,89	4,99	0,00	1,00
	BS	730,37	509,33	1,91	0,12	0,11
	BS/BV	60,79	54,22	4,97	0,00	0,98
	Tb.Th(pl)	0,03	0,08	-5,22	0,00	0,48
	Tb.Sp(pl)	0,11	0,60	-30,01	0,00	0,20
	Tb.N(pl)	7,31	6,87	0,14	0,90	0,60
Média	TV	31,66	31,64	58,34	0,00	1,00
	BV	7,71	7,64	31,59	0,00	1,00
	BV/TV	24,41	24,20	25,68	0,00	1,00
	TS	81,97	81,73	78,46	0,00	1,00
	BS	190,17	158,31	37,79	0,00	1,00
	BS/BV	24,88	20,90	20,83	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,08	0,15	-11,26	0,00	-0,10
	Tb.Sp(pl)	0,25	0,63	-26,72	0,00	0,60
	Tb.N(pl)	3,01	1,63	19,81	0,00	0,86
Mínima	TV	66,61	66,54	35,42	0,00	1,00
	BV	12,64	12,48	30,58	0,00	1,00
	BV/TV	18,93	18,70	15,75	0,00	1,00
	TS	124,24	123,67	58,93	0,00	1,00
	BS	172,34	141,51	61,5	0,00	1,00
	BS/BV	14,41	11,98	9,17	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,14	0,32	-21,34	0,00	0,93
	Tb.Sp(pl)	0,63	0,95	-6,70	0,00	0,07
	Tb.N(pl)	1,30	0,58	44,43	0,00	0,94

Fonte: O autor, 2011.

Quando a resolução é máxima (9,5 μm) todos os parâmetros apresentaram uma diferença estatisticamente significativa com exceção dos valores de BS e Tb.N nos ensaios em que se fez uso de filtro de 0,25 mm de Al. Neste caso, em que a resolução é máxima, os parâmetros TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram correlação perfeita positiva na

ausência de filtro e na presença de filtro de 0,75 mm de Al. Os demais parâmetros apresentaram correlação forte positiva ou moderada positiva. Mas nos ensaios que se fez uso dos filtros de 0,25 mm e 0,50 mm, apenas TV, BV, BV/TV e TS apresentaram correlação perfeita positiva. Os demais apresentaram correlação forte positiva, moderada positiva e fraca positiva.

Quando a resolução é média (15,0 μm) e na presença de filtros de 0,25 e 0,50 mm, todos os parâmetros apresentaram diferenças estatisticamente significativas e maior número de parâmetros com correlação perfeita positiva e forte positiva. O maior número de correlação moderada positiva e fraca positiva foi obtido nos ensaios com ausência de filtro e presença de filtro de 0,75 mm.

Para a resolução mínima (33,3 μm) os parâmetros apresentaram diferença estatisticamente significativa, com exceção de alguns parâmetros obtidos na presença de filtro de 0,75 mm. Nesse caso, os valores de BV, BV/TV, TS e BS apresentaram correlação fraca. E na ausência e presença dos filtros de 0,25 e 0,50 mm de Al a correlação foi perfeita e positiva.

A tabela 8 fornece os valores dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, quando foi utilizado um filtro de alumínio de 0,50 mm.

Tabela 8 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, determinados da parte 1 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,50 mm de alumínio.

Parte 1						
Filtro: 0,50 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	49,60	49,58	58,73	0,00	1,00
	BV	11,20	11,05	31,99	0,00	1,00
	BV/TV	22,64	22,33	32,88	0,00	1,00
	TS	102,52	102,37	72,41	0,00	1,00
	BS	539,32	454,44	42,16	0,00	0,99
	BS/BV	49,10	41,96	12,97	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,04	0,09	-18,86	0,00	0,19
	Tb.Sp(pl)	0,14	0,59	-110,59	0,00	0,85
	Tb.N(pl)	5,45	2,51	19,55	0,00	0,70
Média	TV	31,75	31,72	49,89	0,00	1,00
	BV	6,06	5,98	47,06	0,00	1,00
	BV/TV	19,36	19,10	32,53	0,00	1,00
	TS	82,10	81,87	49,68	0,00	1,00
	BS	175,57	146,39	51,03	0,00	0,99
	BS/BV	29,72	25,13	12,68	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,07	0,17	-26,13	0,00	0,82
	Tb.Sp(pl)	0,29	0,63	-48,53	0,00	0,98
	Tb.N(pl)	2,79	1,12	16,36	0,00	0,81
Mínima	TV	66,40	66,32	39,34	0,00	1,00
	BV	8,28	8,09	13,89	0,00	1,00
	BV/TV	12,53	12,27	16,88	0,00	1,00
	TS	125,50	124,91	52,94	0,00	1,00
	BS	154,52	128,00	16,47	0,00	1,00
	BS/BV	19,49	16,50	10,66	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,11	0,27	-19,42	0,00	0,98
	Tb.Sp(pl)	0,78	0,98	-2,52	0,06	0,28
	Tb.N(pl)	1,16	0,45	14,72	0,00	0,97

Fonte: O autor, 2011.

Para o caso em que a resolução é máxima (9,5 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores de BS e Tb.Sp apresentaram uma correlação forte positiva e os valores de Tb.Th e Tb.N apresentam correlações fraca positiva e moderada positiva, respectivamente.

Para o caso em que a resolução é média (15,0 μm), os valores das análises 2D e 3D dos valores de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Sendo que os valores de TV, BV, BV/TV, TS, e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, enquanto que os valores de BS, Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram correlações forte positiva.

Para o caso em que a resolução é mínima (33,3 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa. Sendo que os valores de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores de Tb.Th e Tb.N apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.Sp apresentaram correlação fraca positiva.

A tabela 9 fornece os valores dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, quando foi utilizado um filtro de alumínio de 0,75 mm.

Tabela 9 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, determinados da parte 1 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,75 mm de alumínio.

Parte 1						
Filtro: 0,75 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	50,08	50,06	61,44	0,00	1,00
	BV	9,79	9,60	26,28	0,00	1,00
	BV/TV	19,70	19,33	40,17	0,00	1,00
	TS	103,32	103,16	63,53	0,00	1,00
	BS	592,02	505,37	34,5	0,00	1,00
	BS/BV	62,38	54,33	10,37	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,03	0,08	-32,14	0,00	0,88
	Tb.Sp(pl)	0,14	0,59	-54,64	0,00	0,85
	Tb.N(pl)	5,93	2,53	22,49	0,00	0,67
Média	TV	47,21	46,79	1,07	0,34	1,00
	BV	7,27	7,15	1,82	0,12	1,00
	BV/TV	15,89	15,92	-0,07	0,94	0,97
	TS	96,75	95,93	1,41	0,22	1,00
	BS	276,18	233,46	2,97	0,04	1,00
	BS/BV	38,13	32,72	12,05	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,05	0,14	-42,55	0,00	0,98
	Tb.Sp(pl)	0,28	0,67	-7,00	0,00	0,35
	Tb.N(pl)	2,93	1,09	39,70	0,00	0,82
Mínima	TV	66,90	68,71	0,96	0,38	0,93
	BV	9,60	5,56	1,05	0,34	0,44
	BV/TV	13,27	8,31	1,06	0,34	0,44
	TS	108,68	125,54	0,97	0,38	0,11
	BS	109,69	109,02	0,03	0,98	0,42
	BS/BV	24,78	20,44	5,10	0,00	0,83
	Tb.Th(pl)	0,09	0,23	-21,61	0,00	0,96
	Tb.Sp(pl)	1,09	1,01	0,63	0,74	0,86
	Tb.N(pl)	0,97	0,35	8,20	0,00	0,99

Fonte: O autor, 2011.

Para o caso em que a resolução é máxima (9,5 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores de Tb.Th

e Tb.Sp apresentaram uma correlação forte positiva e os valores de Tb.N apresentam correlação moderada positiva.

Para o caso em que a resolução é média (15,0 μm), os valores das análises 2D e 3D dos valores dos parâmetros morfométricos BS, BS/BV, Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, enquanto que os valores dos outros parâmetros não apresentaram uma diferença estatisticamente significativa. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores de Tb.Th e Tb.Sp apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.N correlação moderada positiva.

Para o caso em que a resolução é mínima (33,3 μm), os valores das análises 2D e 3D dos valores dos parâmetros morfométricos BS/BV, Tb.Th, e Tb.N apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, enquanto que os valores dos outros parâmetros não apresentaram uma diferença estatisticamente significativa. Os valores de TV, BS/BV, Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram uma correlação forte positiva, enquanto que os valores de BV, BV/TV, TS e BS apresentaram correlação fraca positiva.

A tabela 10 mostra as médias dos mesmos parâmetros morfométricos, referentes à parte 2 do fêmur, utilizando-se também resoluções máxima, média e mínima nos ensaios conduzidos na ausência de filtro de alumínio. Os valores de t , p e o coeficiente de correlação de Pearson, determinados através do teste t pareado e da correlação de Pearson, respectivamente, também são mostrados nessa tabela.

Tabela 10 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, determinados da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e sem fazer o uso de filtro de alumínio.

Parte 2						
Sem Filtro						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	29,43	24,49	0,95	0,38	-0,56
	BV	3,56	2,56	1,16	0,30	0,81
	BV/TV	11,38	10,67	6,73	0,00	1,00
	TS	62,05	52,62	0,96	0,38	-0,58
	BS	397,15	256,76	1,58	0,18	0,03
	BS/BV	116,79	101,63	16,23	0,00	0,99
	Tb.Th(pl)	0,02	0,04	-50,23	0,00	0,94
	Tb.Sp(pl)	0,14	0,32	-8,96	0,00	0,16
	Tb.N(pl)	6,52	2,48	19,04	0,00	0,96
Média	TV	24,55	24,53	57,87	0,00	1,00
	BV	2,57	2,47	17,38	0,00	1,00
	BV/TV	10,61	10,22	19,41	0,00	1,00
	TS	53,11	52,98	54,85	0,00	1,00
	BS	162,46	132,72	20,01	0,00	1,00
	BS/BV	64,23	54,62	30,04	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,03	0,08	-6,20	0,00	0,98
	Tb.Sp(pl)	0,27	0,51	-18,82	0,00	0,79
	Tb.N(pl)	3,33	1,28	18,00	0,00	0,98
Mínima	TV	28,23	28,19	73,65	0,00	1,00
	BV	3,46	3,32	43,32	0,00	1,00
	BV/TV	12,18	11,73	31,30	0,00	1,00
	TS	58,50	58,19	80,30	0,00	1,00
	BS	105,74	85,86	33,65	0,00	1,00
	BS/BV	31,84	26,96	16,24	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,06	0,18	-16,88	0,00	0,99
	Tb.Sp(pl)	0,47	0,67	-6,74	0,00	-0,15
	Tb.N(pl)	1,87	0,63	34,97	0,00	0,86

Fonte: O autor, 2011.

Os resultados apresentados nessa tabela mostram que nos ensaios em que a resolução é máxima (9,5 μm), os valores de todos os parâmetros obtidos através das análises 2D e 3D apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, com exceção dos valores de TV, BV, TS e BS. Apenas os parâmetros BV/TV apresentaram correlação perfeita positiva. Os parâmetros BV, BS/BV, Tb.Th e Tb.N apresentaram uma correlação forte positiva, os valores de BS e Tb.Sp apresentam correlação fraca positiva e os valores de TV e TS apresentaram correlação moderada negativa.

Para o caso em que a resolução é média (15,0 μm), os valores de todos os parâmetros obtidos através das análises 2D e 3D apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois as probabilidades (p) encontradas são iguais a zero. Os parâmetros TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os parâmetros de Tb.Th e Tb.N apresentaram correlação forte positiva e o parâmetro Tb.Sp apresentaram correlação moderada positiva.

Para o caso em que a resolução é mínima (33,3 μm), os valores de todos os parâmetros obtidos através das análises 2D e 3D apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois das probabilidades (p) encontradas são iguais a zero. Os parâmetros TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os parâmetros Tb.Th e Tb.N apresentaram correlação forte positiva e os parâmetros Tb.Sp apresentaram correlação fraca negativa.

A tabela 11 fornece os valores dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, nos ensaios realizados com filtro de alumínio de 0,25 mm.

Tabela 11 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, determinados da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,25 mm de alumínio.

Parte 2						
Filtro: 0,25 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	24,03	24,01	34,32	0,00	1,00
	BV	7,21	7,10	9,66	0,00	1,00
	BV/TV	30,22	29,79	8,50	0,00	1,00
	TS	51,90	51,82	34,30	0,00	1,00
	BS	428,39	367,61	15,21	0,00	1,00
	BS/BV	59,55	51,90	23,60	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,03	0,07	-26,54	0,00	0,94
	Tb.Sp(pl)	0,08	0,52	-13,20	0,00	0,93
	Tb.N(pl)	8,98	4,12	10,03	0,00	0,88
Média	TV	25,62	25,60	114,40	0,00	1,00
	BV	8,25	8,21	11,65	0,00	1,00
	BV/TV	32,23	32,07	10,99	0,00	1,00
	TS	54,91	54,77	121,14	0,00	1,00
	BS	168,03	140,73	20,33	0,00	1,00
	BS/BV	20,49	17,27	18,03	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,10	0,16	-18,22	0,00	0,86
	Tb.Sp(pl)	0,21	0,70	-51,53	0,00	0,68
	Tb.N(pl)	3,28	2,00	9,14	0,00	0,70
Mínima	TV	27,23	27,19	46,72	0,00	1,00
	BV	9,52	9,48	26,48	0,00	1,00
	BV/TV	35,05	34,99	12,57	0,00	1,00
	TS	56,85	56,55	54,22	0,00	1,00
	BS	54,95	45,56	22,03	0,00	1,00
	BS/BV	5,80	4,83	17,43	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,35	0,54	-11,55	0,00	0,93
	Tb.Sp(pl)	0,65	0,81	-6,12	0,00	0,70
	Tb.N(pl)	1,02	0,66	24,12	0,00	0,97

Fonte: O autor, 2011.

Para o caso em que a resolução é média (15,0 μ m), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois as probabilidades (p) encontradas são iguais a zero. Os parâmetros de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os parâmetros

Tb.Th apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.Sp e Tb.N apresentaram correlação moderada positiva.

Para o caso em que a resolução é mínima ($33,3\mu\text{m}$), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois as probabilidades (p) encontradas são iguais a zero. Os parâmetros TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os parâmetros de Tb.Th e Tb.N apresentaram correlação forte positiva e os parâmetro Tb.Sp apresentaram correlação moderada positiva.

A tabela 12 fornece os valores dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, quando foi utilizado filtro de alumínio de 0,50 mm.

Tabela 12 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, determinados da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,50 mm de alumínio.

Parte 2						
Filtro: 0,50 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	23,14	23,13	33,49	0,00	1,00
	BV	7,03	6,95	23,73	0,00	1,00
	BV/TV	30,48	30,14	17,78	0,00	1,00
	TS	50,41	50,33	32,8	0,00	1,00
	BS	354,21	299,64	15,86	0,00	1,00
	BS/BV	50,37	43,13	56,33	0,00	0,99
	Tb.Th(pl)	0,04	0,07	-14,11	0,00	0,27
	Tb.Sp(pl)	0,09	0,51	-27,6	0,00	0,19
	Tb.N(pl)	7,67	4,12	22,58	0,00	0,31
Média	TV	25,82	25,80	30,33	0,00	1,00
	BV	7,19	7,12	9,99	0,00	1,00
	BV/TV	28,10	27,87	6,59	0,00	1,00
	TS	55,15	55,01	29,32	0,00	1,00
	BS	167,09	140,00	21,80	0,00	1,00
	BS/BV	23,58	19,95	14,75	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,09	0,16	-45,96	0,00	0,97
	Tb.Sp(pl)	0,22	0,71	-15,61	0,00	0,98
	Tb.N(pl)	3,30	1,80	7,23	0,00	0,89
Mínima	TV	31,28	31,23	68,61	0,00	1,00
	BV	7,02	6,96	8,87	0,00	1,00
	BV/TV	22,42	22,24	6,75	0,00	1,00
	TS	63,32	62,99	74,78	0,00	1,00
	BS	85,74	71,47	19,55	0,00	1,00
	BS/BV	12,75	10,76	10,99	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,17	0,31	-14,49	0,00	0,93
	Tb.Sp(pl)	0,57	0,94	-25,73	0,00	0,72
	Tb.N(pl)	1,37	0,71	14,29	0,00	0,56

Fonte: O autor, 2011.

Para o caso em que a resolução é máxima (9,5 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS e BS apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores BS/BV

apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram correlação fraca positiva.

Para o caso em que a resolução é média (15,0 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, enquanto que os valores de Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram correlação forte positiva.

Para o caso em que a resolução é mínima (33,3 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores de Tb.Sp e Tb.N apresentaram correlação moderada positiva e os valores de Tb.Th apresentaram correlação forte positiva.

A tabela 13 fornece os valores dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, quando foi utilizado filtro de alumínio de 0,75 mm.

Tabela 13 - Média dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, valores de t , p e do coeficiente de correlação de Pearson, determinados da parte 2 dos ossos de rato para cada resolução e utilizando o filtro de 0,75 mm de alumínio.

Parte 2						
Filtro: 0,75 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	3D	Valor (t)	p	Pearson
Máxima	TV	23,17	23,16	23,35	0,00	1,00
	BV	5,99	5,89	11,31	0,00	1,00
	BV/TV	26,03	25,58	10,88	0,00	1,00
	TS	50,48	50,40	35,97	0,00	1,00
	BS	385,95	330,04	17,22	0,00	0,99
	BS/BV	65,47	57,13	27,53	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,03	0,07	-20,02	0,00	-0,41
	Tb.Sp(pl)	0,09	0,53	-18,96	0,00	0,79
Média	Tb.N(pl)	8,40	3,89	21,25	0,00	0,86
	TV	24,98	24,96	43,17	0,00	1,00
	BV	5,53	5,43	20,06	0,00	1,00
	BV/TV	22,10	21,74	13,09	0,00	1,00
	TS	53,80	53,67	42,33	0,00	1,00
	BS	200,03	169,76	21,13	0,00	0,99
	BS/BV	37,42	32,40	17,98	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,05	0,13	-26,03	0,00	0,90
Tb.Sp(pl)	0,19	0,69	-19,41	0,00	0,55	
Mínima	Tb.N(pl)	4,87	1,68	12,63	0,00	-0,82
	TV	27,14	27,10	8,78	0,00	1,00
	BV	4,67	4,57	10,28	0,00	1,00
	BV/TV	17,21	16,85	13,90	0,00	1,00
	TS	56,82	56,54	9,49	0,00	1,00
	BS	108,02	90,40	5,71	0,00	1,00
	BS/BV	23,58	20,24	10,13	0,00	1,00
	Tb.Th(pl)	0,09	0,22	-11,29	0,00	0,94
Tb.Sp(pl)	0,49	0,80	-5,61	0,00	0,79	
Tb.N(pl)	2,01	0,84	5,54	0,00	0,99	

Fonte: O autor, 2011.

Para o caso em que a resolução é máxima (9,5 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores BS e Tb.N

apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.Sp, e Tb.Th apresentaram correlações moderada positiva e fraca positiva, respectivamente.

Para o caso em que a resolução é média (15,0 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores BS, Tb.Th e Tb.N apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.Sp apresentaram correlação moderada positiva.

Para o caso em que a resolução é mínima (33,3 μm), os valores das análises 2D e 3D de todos dos parâmetros morfométricos apresentaram uma diferença estatisticamente significativa, pois os valores de p encontrados são iguais a zero. Os valores de TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram uma correlação perfeita positiva, os valores de Tb.Th e Tb.N apresentaram correlação forte positiva e os valores de Tb.Sp apresentaram correlação moderada positiva.

De modo geral, os valores dos parâmetros obtidos para a parte 2 nos ensaios realizados com filtro de alumínio são bastante similares.

Comparando-se os ensaios na presença e ausência de filtro, observa-se que com resolução máxima (ausência de filtro), apenas TV, BV, TS e BS não apresentaram diferença estatisticamente. Em todos os ensaios na presença de filtro, esses parâmetros assim como os demais apresentaram diferença estatisticamente significativa.

TV, BV, BV/TV, TS e BS, na presença dos filtros, apresentaram valores com correlação perfeita positiva e os demais parâmetros correlação forte positiva e fraca positiva. Os valores de todos os parâmetros com resoluções média e mínima apresentaram uma diferença estatisticamente significativa. Do mesmo modo, apenas TV, BV, BV/TV, TS, BS e BS/BV apresentaram correlação perfeita positiva e os demais apresentaram em sua maioria correlações moderada positiva e forte positiva.

As tabelas a seguir fornecem o erro e a diferença entre as análises 2D e 3D.

Tabela 14 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e sem fazer o uso de filtro de alumínio.

Parte 1						
Sem filtro						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D(%)
Máxima	TV	50,70	±2,53	50,68	±2,53	0,04
	BV	8,06	±0,40	7,71	±0,39	4,32
	BV/TV	15,89	±0,79	15,21	±0,76	4,30
	TS	103,99	±5,20	103,83	±5,19	0,15
	BS	901,97	±45,10	771,70	±38,58	14,44
	BS/BV	112,43	±9,62	100,63	±5,03	10,49
	Tb.Th(pl)	0,02	±0,00	0,04	±0,00	123,46
	Tb.Sp(pl)	0,09	±0,00	0,40	±0,02	322,25
	Tb.N(pl)	8,92	±0,45	3,57	±0,18	59,98
	DA	-	-	0,37	±0,02	-
	Conn	-	-	1,10	±0,06	-
	Po (Total)	-	-	84,79	±4,24	-
Média	TV	32,37	±1,62	38,77	±1,94	19,76
	BV	5,16	±0,26	6,47	±0,32	25,22
	BV/TV	15,87	±0,79	16,23	±0,81	2,28
	TS	82,87	±4,14	90,09	±4,50	8,72
	BS	223,91	±11,20	182,17	±9,11	18,64
	BS/BV	40,40	±2,02	29,05	±1,45	28,09
	Tb.Th(pl)	0,04	±0,00	0,12	±0,01	185,76
	Tb.Sp(pl)	0,17	±0,01	0,71	±0,04	324,72
	Tb.N(pl)	3,40	±0,17	1,33	±0,07	60,84
	DA	-	-	0,41	±0,02	-
	Conn	-	-	0,04	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	83,76	±4,19	-
Mínima	TV	76,12	±3,81	76,04	±3,80	0,11
	BV	16,63	±0,83	16,41	±0,82	1,32
	BV/TV	21,26	±1,06	20,97	±1,05	1,34
	TS	139,12	±6,96	138,72	±6,94	0,29
	BS	261,11	±1,74	215,17	±10,76	17,60
	BS/BV	17,70	±0,89	14,79	±0,74	16,44
	Tb.Th(pl)	0,13	±0,01	0,26	±0,01	103,58
	Tb.Sp(pl)	0,46	±0,02	0,93	±0,05	103,67
	Tb.N(pl)	1,83	±0,09	0,84	±0,04	54,11
	DA	-	-	0,33	±0,02	-
	Conn	-	-	0,00	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	79,03	±3,95	-

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 15 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,25 mm de Al.

Parte 1						
Filtro: 0,25 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D(%)
Máxima	TV	50,13	±2,51	50,11	±2,51	0,03
	BV	11,96	±0,60	11,81	±0,59	1,34
	BV/TV	23,87	±1,19	23,57	±1,18	1,30
	TS	103,02	±5,15	102,89	±5,14	0,13
	BS	730,37	±36,52	509,33	±25,47	43,40
	BS/BV	60,79	±3,04	54,22	±2,71	12,12
	Tb.Th(pl)	0,03	±0,00	0,08	±0,00	57,78
	Tb.Sp(pl)	0,11	±0,01	0,60	±0,03	81,64
	Tb.N(pl)	7,31	±0,37	6,87	±0,34	6,45
	DA	-	-	0,30	±0,02	-
	Conn	-	-	0,76	±0,04	-
	Po (Total)	-	-	76,52	±3,83	-
Média	TV	31,66	±1,58	31,64	±1,58	0,07
	BV	7,71	±0,39	7,64	±0,38	0,95
	BV/TV	24,41	±1,22	24,20	±1,21	0,88
	TS	81,97	±4,10	81,73	±4,09	0,29
	BS	190,17	±9,51	158,31	±7,92	20,12
	BS/BV	24,88	±1,24	20,90	±1,05	19,03
	Tb.Th(pl)	0,08	±0,00	0,15	±0,01	45,94
	Tb.Sp(pl)	0,25	±0,01	0,63	±0,03	59,59
	Tb.N(pl)	0,30	±0,02	1,63	±0,08	81,53
	DA	-	-	0,20	±0,01	-
	Conn	-	-	0,03	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	75,8	±3,79	-
Mínima	TV	66,61	±3,33	66,54	±3,33	0,11
	BV	12,64	±0,63	12,48	±0,62	1,30
	BV/TV	18,93	±0,95	18,70	±0,94	1,20
	TS	124,24	±6,21	123,67	±6,18	0,46
	BS	172,34	±8,62	141,51	±7,08	21,79
	BS/BV	14,41	±0,72	11,98	±0,60	20,27
	Tb.Th(pl)	0,14	±0,01	0,32	±0,02	54,77
	Tb.Sp(pl)	0,63	±0,03	0,18	±0,01	250,65
	Tb.N(pl)	1,30	±0,07	0,58	±0,03	123,61
	DA	-	-	0,34	±0,02	-
	Conn	-	-	0,00	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	81,3	±4,07	-

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 16 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,50 mm de Al.

Parte 1						
Filtro: 0,50 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D(%)
Máxima	TV	49,60	±2,48	49,58	±2,48	0,04
	BV	11,20	±0,56	11,05	±0,55	1,43
	BV/TV	22,64	±1,13	22,33	±1,12	1,39
	TS	102,52	±5,13	102,37	±5,12	0,15
	BS	539,32	±26,97	454,44	±22,72	18,68
	BS/BV	49,10	±2,46	41,96	±2,10	17,03
	Tb.Th(pl)	0,04	±0,00	0,09	±0,00	53,89
	Tb.Sp(pl)	0,14	±0,01	0,59	±0,03	75,76
	Tb.N(pl)	5,45	±0,27	2,51	±0,13	117,31
	DA	-	-	0,34	±0,02	-
	Conn	-	-	0,46	±0,02	-
Po (Total)	-	-	77,67	±3,88	-	
Média	TV	31,75	±1,59	31,72	±1,59	0,07
	BV	6,06	±0,30	5,98	±0,30	1,43
	BV/TV	19,36	±0,97	19,10	±0,95	1,35
	TS	82,10	±4,11	81,87	±4,09	0,28
	BS	175,57	±8,78	146,39	±7,32	19,93
	BS/BV	29,72	±1,49	25,13	±1,26	18,25
	Tb.Th(pl)	0,07	±0,00	0,17	±0,01	59,55
	Tb.Sp(pl)	0,29	±0,01	0,63	±0,03	53,33
	Tb.N(pl)	2,79	±0,14	1,12	±0,06	149,45
	DA	-	-	0,22	±0,01	-
	Conn	-	-	0,04	±0,00	-
Po (Total)	-	-	80,9	±4,05	-	
Mínima	TV	66,40	±3,32	66,32	±3,32	0,12
	BV	8,28	±0,41	8,09	±0,40	2,29
	BV/TV	12,53	±0,63	12,27	±0,61	2,15
	TS	125,50	±6,28	124,91	±6,25	0,47
	BS	154,52	±7,73	128,00	±6,40	20,72
	BS/BV	19,49	±0,97	16,50	±0,83	18,10
	Tb.Th(pl)	0,11	±0,01	0,27	±0,01	60,79
	Tb.Sp(pl)	0,78	±0,04	0,98	±0,05	20,35
	Tb.N(pl)	1,16	±0,06	0,45	±0,02	158,65
	DA	-	-	0,33	±0,02	-
	Conn	-	-	0,00	±0,00	-
Po (Total)	-	-	87,73	±4,39	-	

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 17 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 1 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,75 mm de Al.

Parte 1						
Filtro: 0,75 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D(%)
Máxima	TV	50,08	±	50,06	±2,50	0,04
	BV	9,79	±1,58	9,60	±0,48	1,96
	BV/TV	19,70	±4,01	19,33	±0,97	1,90
	TS	103,32	±5,52	103,16	±5,16	0,15
	BS	592,02	±35,96	505,37	±25,27	17,15
	BS/BV	62,38	±14,52	54,33	±2,72	14,81
	Tb.Th(pl)	0,03	±0,00	0,08	±0,00	58,46
	Tb.Sp(pl)	0,14	±0,01	0,59	±0,03	76,90
	Tb.N(pl)	5,93	±0,30	2,53	±0,13	134,41
	DA	-	-	0,36	±0,02	-
	Conn	-	-	0,69	±0,03	-
	Po (Total)	-	-	80,67	±4,03	-
Média	TV	46,82	±39,16	46,79	±2,34	0,06
	BV	7,31	±5,62	7,15	±0,36	2,15
	BV/TV	16,23	±3,13	15,92	±0,80	1,99
	TS	96,17	±39,43	95,93	±4,80	0,25
	BS	276,62	±227,23	233,46	±11,67	18,49
	BS/BV	37,99	±7,59	32,72	±1,64	16,12
	Tb.Th(pl)	0,05	±0,00	0,14	±0,01	61,26
	Tb.Sp(pl)	0,28	±0,01	0,67	±0,03	57,68
	Tb.N(pl)	2,98	±0,15	1,09	±0,05	173,60
	DA	-	-	0,26	±0,01	-
	Conn	-	-	0,08	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	84,08	±4,20	-
Mínima	TV	68,79	±12,37	68,71	±3,34	0,11
	BV	5,75	±10,15	5,56	±0,28	3,35
	BV/TV	8,57	±12,59	8,31	±0,42	3,18
	TS	126,12	±42,26	125,54	±6,28	0,46
	BS	131,60	±57,40	109,02	±5,45	20,71
	BS/BV	23,91	±3,78	20,44	±1,02	16,97
	Tb.Th(pl)	0,09	±0,00	0,23	±0,01	62,89
	Tb.Sp(pl)	1,09	±0,05	1,01	±0,05	7,61
	Tb.N(pl)	0,97	±0,05	0,35	±0,02	177,88
	DA	-	-	0,30	±0,02	-
	Conn	-	-	0,01	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	91,69	±4,58	-

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 18 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na ausência de filtro.

Parte 2						
Sem filtro						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D (%)
Máxima	TV	20,88	±1,04	24,49	±1,22	14,76
	BV	2,15	±0,11	2,56	±0,13	16,11
	BV/TV	8,63	±0,43	10,67	±0,08	19,08
	TS	44,68	±2,23	52,62	±2,63	15,09
	BS	258,00	±12,90	256,76	±12,84	0,49
	BS/BV	100,33	±5,02	101,63	±5,08	1,27
	Tb.Th(pl)	0,01	±0,00	0,04	±0,00	65,20
	Tb.Sp(pl)	0,12	±0,01	0,32	±0,02	62,00
	Tb.N(pl)	5,17	±0,26	2,48	±0,12	108,29
	DA	-	-	0,36	±0,02	-
	Conn	-	-	0,28	±0,01	-
	Po (Total)	-	-	89,33	±4,47	-
Média	TV	24,55	±1,23	24,53	±1,23	0,07
	BV	2,57	±0,13	2,47	±0,12	3,95
	BV/TV	10,61	±0,53	10,22	±0,51	3,82
	TS	53,11	±2,66	52,98	±2,65	0,25
	BS	162,46	±8,12	132,72	±6,64	22,41
	BS/BV	64,23	±3,21	54,62	±2,73	17,60
	Tb.Th(pl)	0,03	±0,00	0,08	±0,00	60,65
	Tb.Sp(pl)	0,27	±0,01	0,51	±0,03	46,09
	Tb.N(pl)	3,33	±0,17	1,28	±0,06	160,33
	DA	-	-	0,18	±0,01	-
	Conn	-	-	0,02	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	89,78	±4,49	-
Mínima	TV	28,23	±1,41	28,19	±1,41	0,15
	BV	3,46	±0,17	3,32	±0,17	3,98
	BV/TV	12,18	±0,61	11,73	±0,59	3,85
	TS	58,50	±2,93	58,19	±2,91	0,54
	BS	105,74	±5,29	85,86	±4,29	23,14
	BS/BV	31,84	±1,59	26,96	±1,35	18,12
	Tb.Th(pl)	0,06	±0,00	0,18	±0,01	64,11
	Tb.Sp(pl)	0,47	±0,02	0,67	±0,03	29,66
	Tb.N(pl)	1,87	±0,09	0,63	±0,03	197,38
	DA	-	-	0,19	±0,01	-
	Conn	-	-	0,00	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	88,27	±4,41	-

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 19 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,25 mm de Al.

Parte 2						
Filtro: 0,25 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D (%)
Máxima	TV	24,03	±1,20	24,01	±1,20	0,04
	BV	7,21	±0,36	7,10	±0,36	1,48
	BV/TV	30,22	±1,51	29,79	±1,49	1,45
	TS	51,90	±2,60	51,82	±2,59	0,16
	BS	428,39	±21,41	367,61	±18,38	16,53
	BS/BV	59,55	±2,98	51,90	±2,16	14,74
	Tb.Th(pl)	0,03	±0,00	0,07	±0,00	50,71
	Tb.Sp(pl)	0,08	±0,00	0,52	±0,03	84,56
	Tb.N(pl)	8,98	±0,45	4,12	±0,21	117,87
	DA	-	-	0,42	±0,02	-
	Conn	-	-	0,49	±0,02	-
	Po (Total)	-	-	70,21	±3,51	-
Média	TV	25,62	±1,28	25,60	±1,28	0,07
	BV	8,25	±0,41	8,21	±0,41	0,57
	BV/TV	32,23	±1,61	32,07	±1,60	0,50
	TS	54,91	±2,75	54,77	±2,74	0,25
	BS	168,03	±8,40	140,73	±7,04	19,40
	BS/BV	20,49	±1,02	17,27	±0,86	18,66
	Tb.Th(pl)	0,10	±0,01	0,16	±0,01	37,58
	Tb.Sp(pl)	0,21	±0,01	0,7	±0,04	69,99
	Tb.N(pl)	3,28	±0,17	2	±0,09	63,81
	DA	-	-	0,23	±0,01	-
	Conn	-	-	0,04	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	67,93	±3,40	-
Mínima	TV	27,23	±1,36	27,19	±1,36	0,16
	BV	9,52	±0,48	9,48	±0,47	0,34
	BV/TV	35,05	±1,75	34,99	±1,75	0,18
	TS	56,85	±2,84	56,55	±2,83	0,54
	BS	54,95	±2,75	45,56	±2,28	20,62
	BS/BV	5,80	±0,29	4,83	±0,24	20,16
	Tb.Th(pl)	0,35	±0,02	0,54	±0,03	35,33
	Tb.Sp(pl)	0,65	±0,03	0,81	±0,04	19,82
	Tb.N(pl)	1,02	±0,05	0,66	±0,03	53,92
	DA	-	-	0,51	±0,03	-
	Conn	-	-	0,00	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	65,01	±3,25	-

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 20 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,50 mm de Al.

Parte 2						
Filtro: 0,50 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D(%)
Máxima	TV	23,14	±1,16	23,13	±1,16	0,04
	BV	7,03	±0,35	6,95	±0,35	1,16
	BV/TV	30,48	±1,52	30,14	±1,51	1,13
	TS	50,41	±2,52	50,33	±2,52	0,16
	BS	354,21	±17,71	299,64	±14,98	18,21
	BS/BV	50,37	±2,52	43,13	±2,16	16,80
	Tb.Th(pl)	0,04	±0,00	0,07	±0,00	43,18
	Tb.Sp(pl)	0,09	±0,00	0,51	±0,03	82,18
	Tb.N(pl)	7,67	±0,38	4,12	±0,21	86,05
	DA	-	-	0,43	±0,02	-
	Conn	-	-	0,31	±0,02	-
	Po (Total)	-	-	69,86	±3,49	-
Média	TV	25,82	±1,29	25,80	±1,29	0,07
	BV	7,19	±0,36	7,12	±0,36	0,87
	BV/TV	28,10	±1,41	27,87	±1,39	0,82
	TS	55,15	±2,76	55,01	±2,75	0,25
	BS	167,09	±8,35	140,00	±7,00	19,35
	BS/BV	23,58	±1,18	19,95	±1,00	18,22
	Tb.Th(pl)	0,09	±0,00	0,16	±0,01	45,54
	Tb.Sp(pl)	0,22	±0,01	0,71	±0,04	68,40
	Tb.N(pl)	3,30	±0,17	1,8	±0,09	83,53
	DA	-	-	0,24	±0,01	-
	Conn	-	-	0,03	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	72,13	±3,61	-
Mínima	TV	30,48	±1,52	31,23	±1,56	2,43
	BV	7,02	±0,35	6,96	±0,35	0,95
	BV/TV	22,42	±1,12	22,24	±1,11	0,81
	TS	63,32	±2,84	62,99	±3,15	0,52
	BS	85,74	±2,75	71,47	±3,57	19,97
	BS/BV	12,75	±0,29	10,76	±0,54	18,53
	Tb.Th(pl)	0,17	±0,01	0,31	±0,02	46,52
	Tb.Sp(pl)	0,57	±0,03	0,94	±0,05	39,48
	Tb.N(pl)	1,37	±0,07	0,71	±0,04	93,18
	DA	-	-	0,28	±0,01	-
	Conn	-	-	0,00	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	77,76	±3,89	-

Fonte: O autor, 2011.

Tabela 21 - Erro e diferença dos parâmetros morfométricos obtidos através das análises 2D e 3D, referente à parte 2 do fêmur para cada resolução e na presença de filtro de 0,75 mm de Al.

Parte 2						
Filtro: 0,75 mm de Al						
Resolução	Parâmetros	2D	Erro (2D)	3D	Erro (3D)	Diferença entre os valores em 2D e 3D (%)
Máxima	TV	23,17	±1,16	23,16	±1,16	0,04
	BV	5,99	±0,30	5,89	±0,29	1,79
	BV/TV	26,03	±1,30	25,58	±1,28	1,74
	TS	50,48	±2,52	50,40	±2,52	0,16
	BS	385,95	±19,30	330,04	±16,50	16,94
	BS/BV	65,47	±3,27	57,13	±2,86	14,60
	Tb.Th(pl)	0,03	±0,00	0,07	±0,00	55,88
	Tb.Sp(pl)	0,09	±0,00	0,53	±0,03	83,07
	Tb.N(pl)	8,40	±0,42	3,89	±0,19	115,86
	DA	-	-	0,39	±0,02	-
	Conn	-	-	0,50	±0,03	-
	Po (Total)	-	-	74,42	±3,72	-
Média	TV	24,98	±21,25	24,96	±1,25	0,07
	BV	5,53	±0,28	5,43	±0,27	1,69
	BV/TV	22,10	±1,11	21,74	±1,09	1,65
	TS	53,80	±2,69	53,67	±2,68	0,25
	BS	200,03	±10,00	169,76	±8,49	17,83
	BS/BV	37,42	±1,87	32,40	±1,62	15,51
	Tb.Th(pl)	0,05	±0,00	0,13	±0,01	57,75
	Tb.Sp(pl)	0,19	±0,01	0,69	±0,03	71,81
	Tb.N(pl)	4,02	±0,20	1,68	±0,08	139,22
	DA	-	-	0,31	±0,02	-
	Conn	-	-	0,07	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	78,26	±3,91	-
Mínima	TV	27,14	±1,36	27,10	±1,36	0,14
	BV	4,67	±0,23	4,57	±0,23	2,26
	BV/TV	17,21	±0,86	16,85	±0,84	2,11
	TS	56,82	±2,84	56,54	±2,83	0,49
	BS	108,02	±5,40	90,40	±4,52	19,49
	BS/BV	23,58	±1,18	20,24	±0,01	16,48
	Tb.Th(pl)	0,09	±0,00	0,22	±0,04	59,16
	Tb.Sp(pl)	0,49	±0,02	0,80	±0,02	39,04
	Tb.N(pl)	2,01	±0,10	0,31	±0,51	547,39
	DA	-	-	0,23	±0,01	-
	Conn	-	-	0,01	±0,00	-
	Po (Total)	-	-	85,15	±4,16	-

Fonte: O autor, 2011.

As figuras a seguir fornecem a comparação entre as análises 2D e 3D dos principais parâmetros morfométricos. As figuras 30, 31, 32, 33, 34, 35 e 36 fornecem, respectivamente, o volume da amostra (TV), o volume ósseo da amostra (BV), a área superficial da amostra óssea (TS), a área superficial das trabéculas ósseas (BS), o espaçamento das trabéculas (Tb.Th), a separação trabecular (Tb.Sp) e a densidade trabecular (Tb.N), determinados através das análises 2D e 3D da parte 1 dos ossos. E as figuras 37, 38, 39, 40, 41, 42 e 43 também fornecem estes parâmetros, porém da parte 2 dos ossos.

O grau de anisotropia (DA), a conectividade (Conn), a porosidade (Po), de ambas as partes dos ossos, podem ser observadas nas figuras 44, 45 e 46, respectivamente

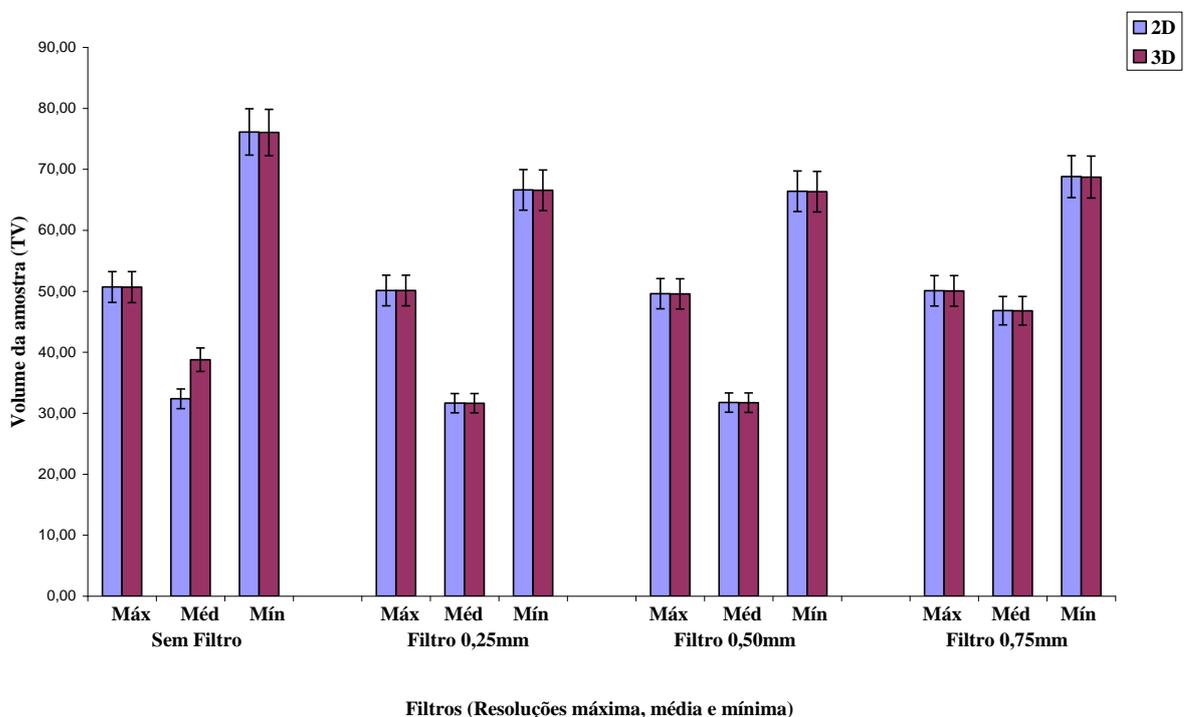


Figura 30 - Média do volume da amostra (TV), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

De acordo com os dados mostrados na figura 30, os valores obtidos através das análises 2D e 3D referentes ao volume da amostra (TV) foram bem próximos (abaixo de 1%), com exceção dos valores determinados na ausência de filtro e com média resolução (19,76%). Ao se comparar os valores de TV obtidos para cada condição (uso ou não de filtro), nota-se que os valores não variaram de forma tão significativa. Quando se compara os valores obtidos em diferentes resoluções, percebe-se que os valores variaram significativamente.

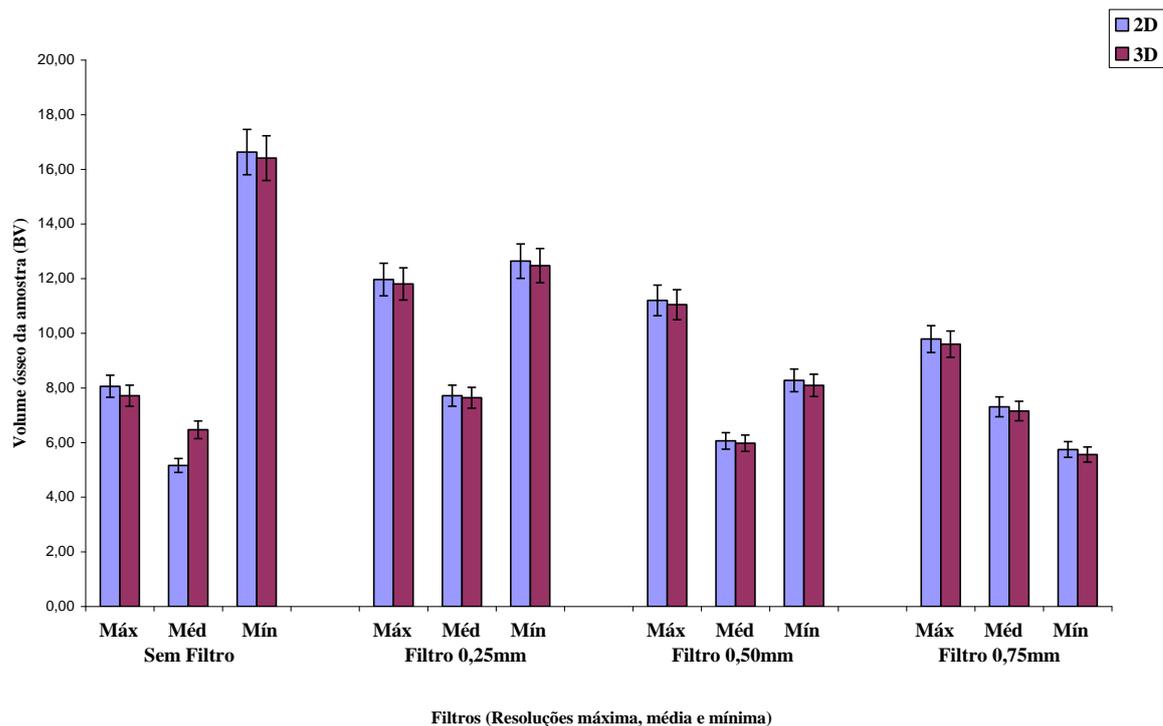


Figura 31 - Média do volume ósseo da amostra (BV), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Os valores encontrados nas análises 2D e 3D para o volume ósseo da amostra (BV) mostrados na figura 31 foram bem próximos de 1%, com exceção dos seguintes casos: sem filtro e resolução média (25,22%), com filtro de 0,50 mm de Al e resolução mínima (2,29%) e com filtro de 0,75 mm de Al e resolução média e mínima (2,15 e 3,35%). Os valores maiores encontrados das análises 2D e 3D foram determinados na ausência de filtro e resolução mínima. Os valores de BV obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) variaram de forma significativa. Na ausência de filtro e com filtro de espessura de 0,25 mm de Al, os valores entre as resoluções máxima e mínima aumentaram. O mesmo não ocorre quando se utiliza filtro de 0,50 mm e 0,75 mm de espessura. Nesse caso, os valores entre as resoluções máxima e mínima diminuíram. De forma geral, os valores obtidos com diferentes resoluções variaram de forma significativa.

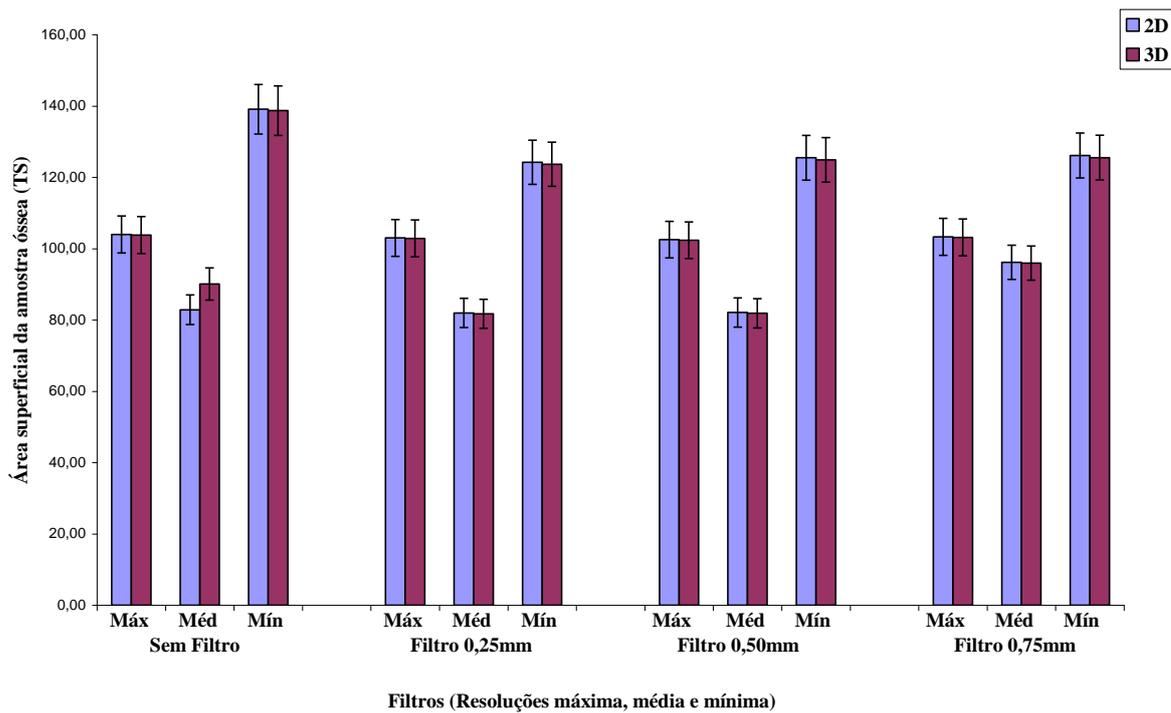


Figura 32 - Média da área superficial da amostra óssea (TS), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Assim como o volume ósseo da amostra (BV), as diferenças da área superficial óssea da amostra (TS) também são menores que 1%, conforme mostra a figura 32, com exceção dos valores determinados na ausência de filtro e com resolução média (8,72%). Os valores maiores encontrados foram encontrados na ausência de filtro e com resolução mínima. Os valores de TS obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) não variaram de forma tão significativa. Nesse caso, os valores mais discrepantes foram determinados na ausência de filtro e resolução mínima. Em resolução média, os valores mais discrepantes foram obtidos utilizando-se filtro 0,75 mm de Al. Em resolução máxima, os valores não mudaram significativamente. De modo geral, os valores obtidos com diferentes resoluções variaram significativamente em todas as condições.

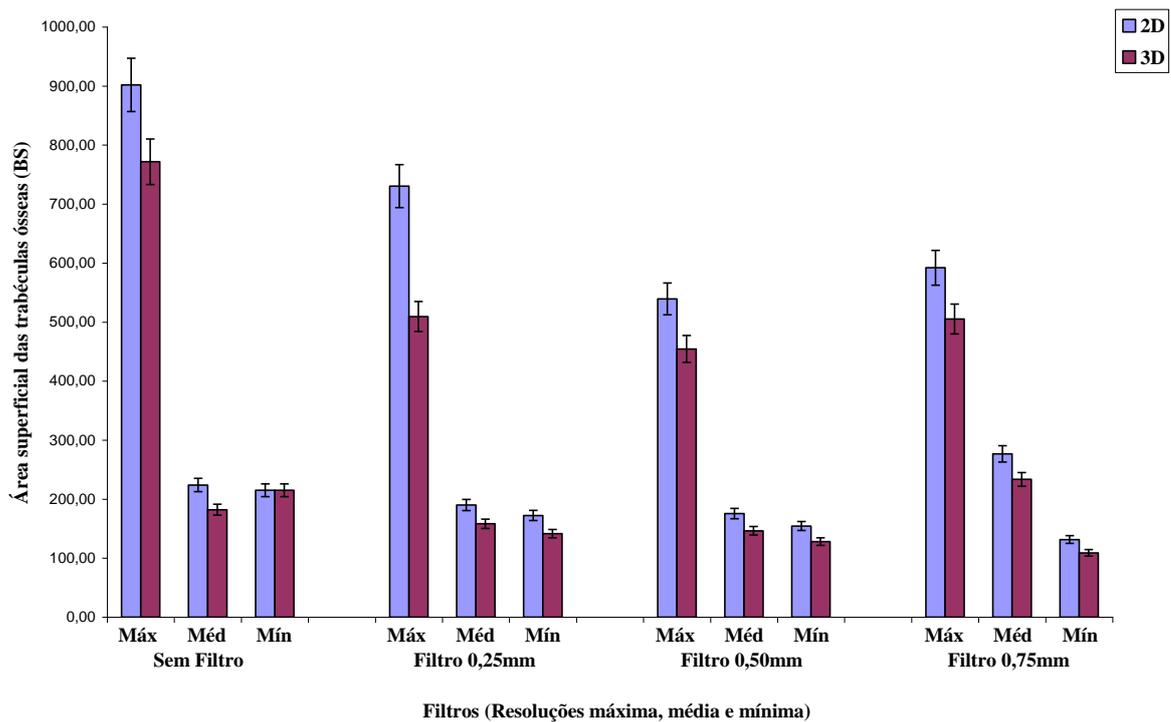


Figura 33 - Média da área superficial das trabéculas ósseas (BS), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

A diferença entre os valores encontrados nas análises 2D e 3D para a área superficial das trabéculas ósseas da amostra (BS) mostrada na figura 33 foi próxima de 20%. Porém, na ausência de filtro e resoluções máxima (14,44%), média (18,64%) e mínima (17,60%), esses divergiram. Os valores maiores foram determinados na ausência de filtro em com resolução máxima. Os valores de BS obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) variaram de forma significativa. Principalmente para máxima resolução. A diferença entre valores obtidos com diferentes resoluções também variou de forma significativa em todas as condições.

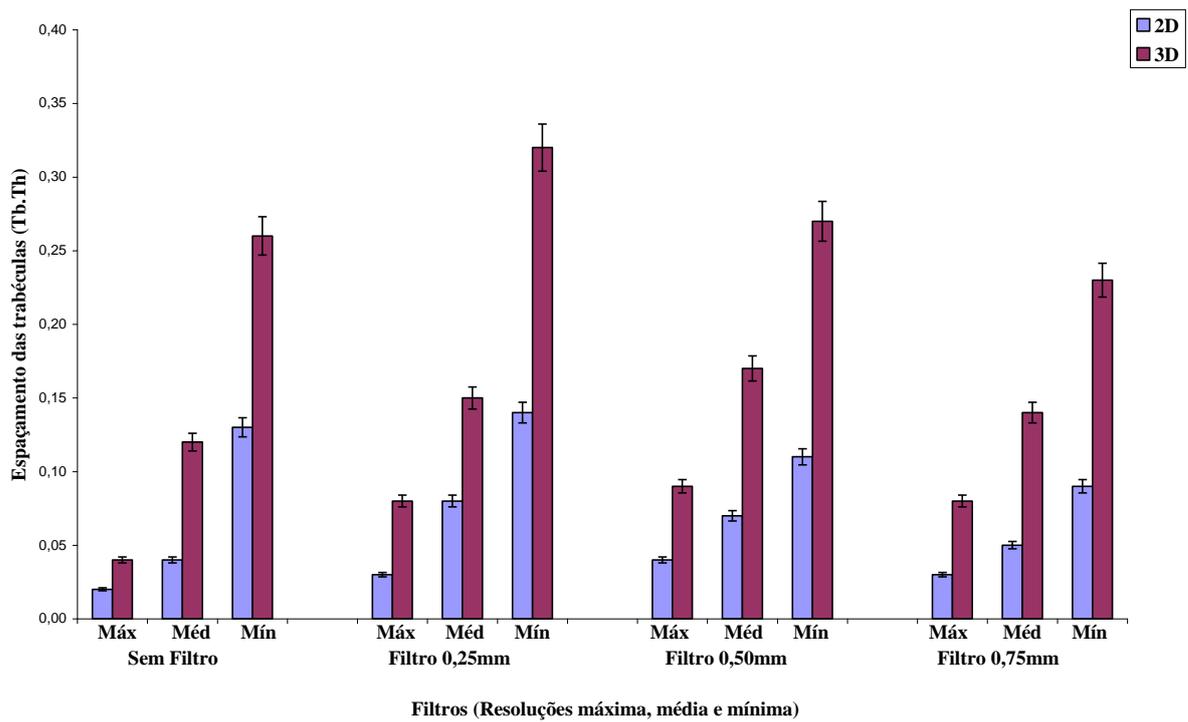


Figura 34 - Média do espaçamento das trabéculas (Tb.Th), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

A diferença entre os valores encontrados para o espaçamento das trabéculas (Tb.Th) foi próxima de 60% conforme mostra a figura 34. Os maiores valores encontrados foram determinados com resolução mínima e utilizando filtro de 0,25 mm de Al. Ao contrário BS os valores encontrados para Tb.Th obtidos para cada condição.

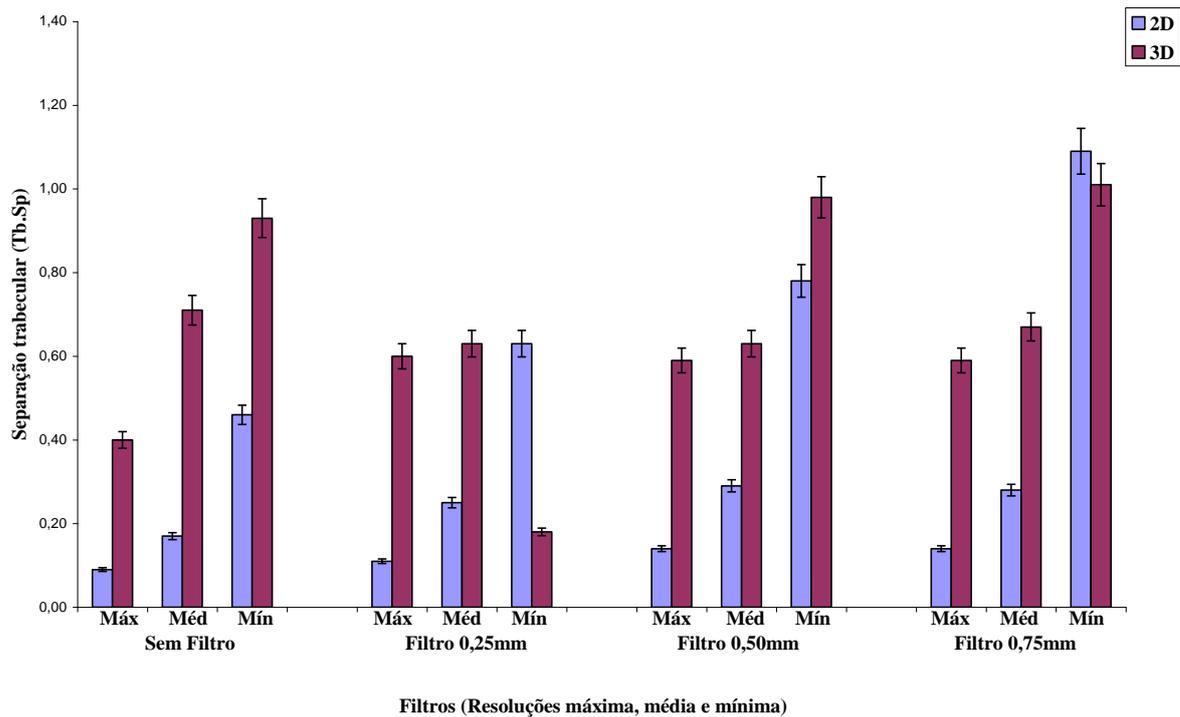


Figura 35 - Média da separação trabecular (Tb.Sp), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.
Fonte: O autor, 2011.

Na figura 35, os maiores valores encontrados das análises 2D e 3D para a separação trabecular óssea (Tb.Sp) foram determinados na presença de filtro de 0,75 mm de Al e resolução mínima. Os valores de Tb.Sp obtidos em cada condição (uso ou não de filtro) variaram de forma significativa. Os valores obtidos em diferentes resoluções variaram de forma significativa em cada condição. Na ausência de filtro e na presença dos filtros de 0,50 mm e 0,75 mm de Al, os valores aumentaram com a redução de resolução. Porém, na presença do filtro de 0,25 mm de Al, os valores das análises inicialmente aumentaram e posteriormente reduziram com a redução da resolução. A diferença entre os valores encontrados nas análises 2D e 3D para a separação trabecular óssea (Tb.Sp) variou muito de 7,61 a 324,72%.

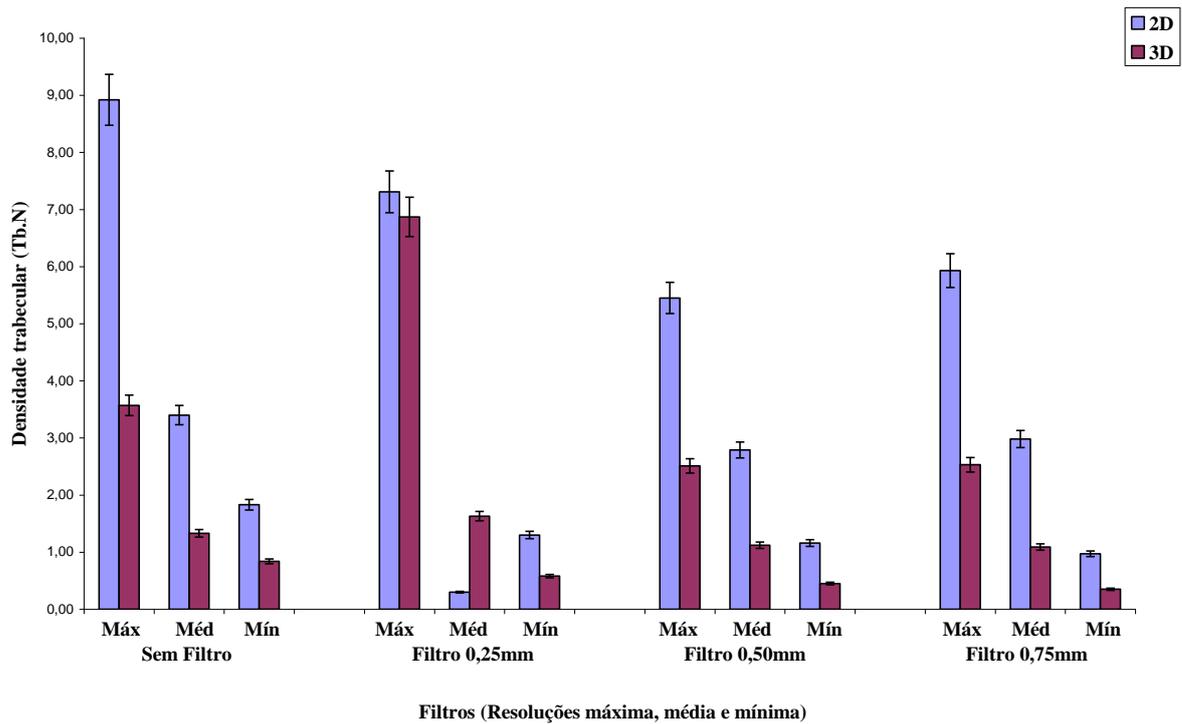


Figura 36 - Média da densidade trabecular (Tb.N), da parte 1 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 36 que os valores encontrados das análises 2D e 3D para a densidade trabecular (Tb.N) são discrepantes, chegando próximo de 200% na presença de filtro de 0,75 mm de Al e com mínima resolução. A menor diferença encontrada foi de 6,45% quando utilizado filtro de 0,25 mm de Al com máxima resolução. Os valores obtidos pela análise 3D são maiores do que os obtidos pela análise 2D, quando utilizado filtro de 0,25 mm de Al, ao contrário dos demais.

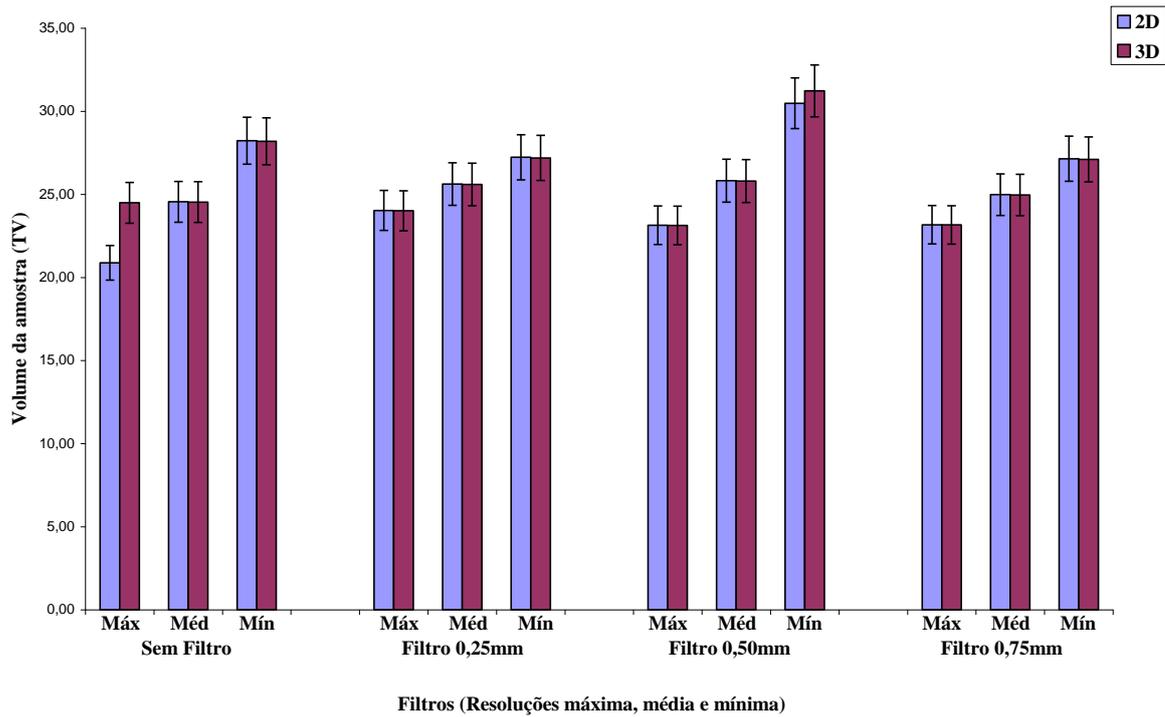


Figura 37 - Média do volume da amostra (TV), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 37 que os valores encontrados das análises 2D e 3D para o volume da amostra (TV) foram bem próximos (menores que 1%). Com exceção dos obtidos sem filtro (máxima resolução) e com filtro de 0,50 mm de Al (mínima resolução) que foram próximos de 2 e 15% respectivamente. Os valores obtidos para cada condição variaram de forma similar, ou seja, com o aumento da resolução os valores aumentaram. Já os valores obtidos em diferentes resoluções, variaram significativamente.

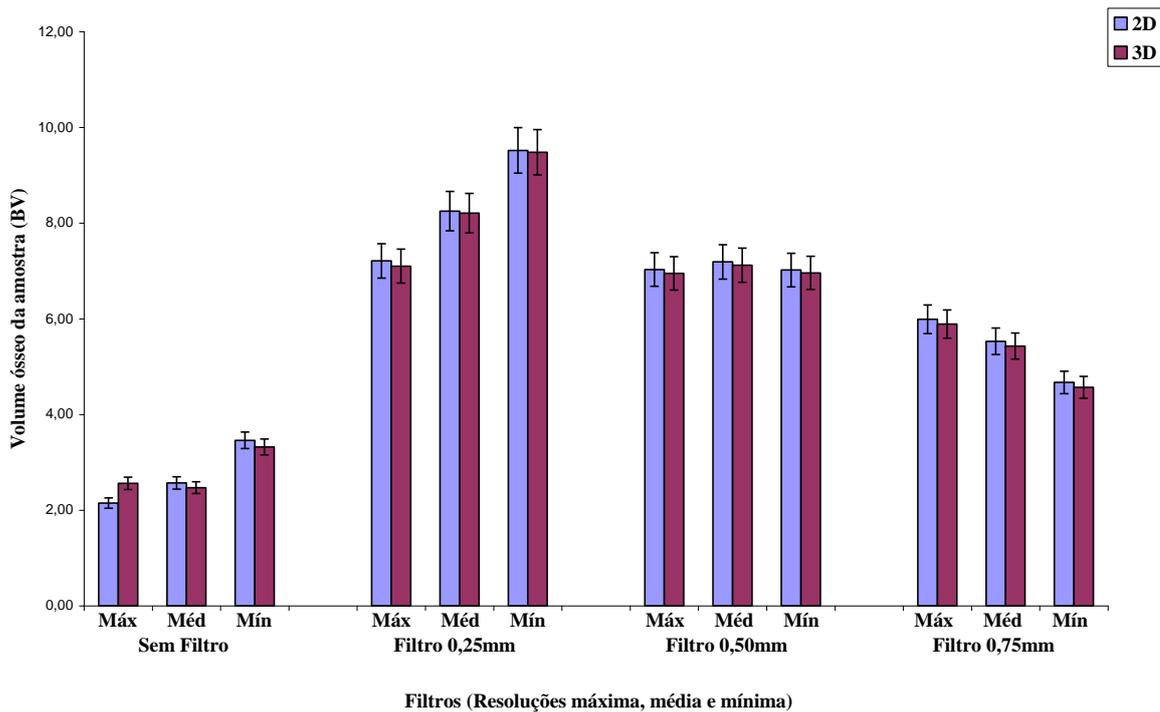


Figura 38 - Média do volume ósseo da amostra (BV), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 38 que os maiores valores encontrados das análises 2D e 3D para o volume ósseo da amostra (BV) foram obtidos na presença do filtro de 0,25 mm de Al e com mínima resolução. Os valores de BV obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) variaram de forma significativa. Na ausência de filtro e com filtro 0,25 mm de Al, os valores entre a máxima e mínima resolução aumentaram. O mesmo não ocorre quando utilizado filtro de 0,50 mm e 0,75 mm. Neste caso, os valores entre a máxima e mínima resolução se reduziram. Não ocorreu grande diferença entre os valores encontrados das análises 2D e 3D para o volume ósseo da amostra (BV). A maior diferença encontrada foi de 3,98% quando não utilizado filtro e com mínima resolução.

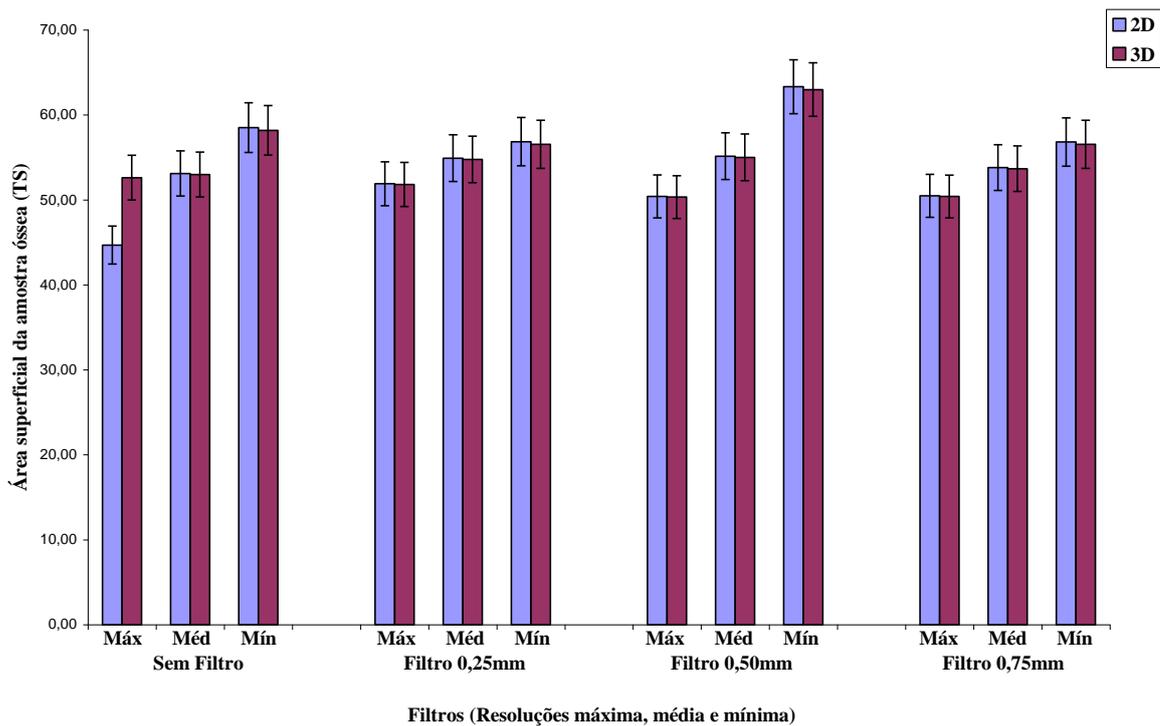


Figura 39 - Média da área superficial da amostra óssea o (TS), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 39 que os maiores valores encontrados das análises 2D e 3D para a área superficial da amostra óssea (TS) foram determinados na presença do filtro de 0,50 mm de Al e com mínima resolução. Os valores de TV obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) e resolução variaram de forma significativa. A maior diferença entre valores encontrados das análises 2D e 3D para a área superficial da amostra óssea (TS) foi de 15,09% quando não utilizado filtro e com máxima resolução.

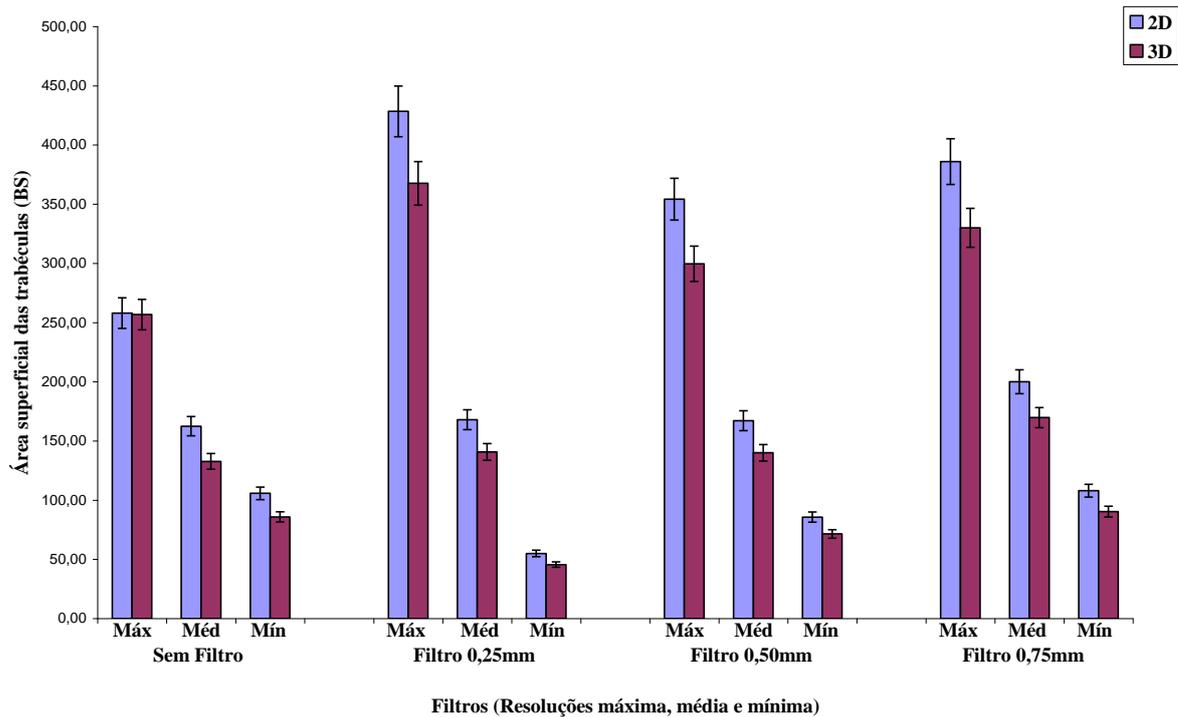


Figura 40 - Média da área superficial das trabéculas ósseas (BS), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 40 que os maiores valores encontrados das análises 2D e 3D para a área superficial das trabéculas ósseas (BS) foram determinados na ausência de filtro em com mínima resolução. Os valores de TV obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) variaram de forma significativa. De modo que com o aumento da resolução, os valores obtidos ficam maiores. Assim, quando variou-se a resolução, os valores também variaram significativamente. A diferença entre os valores encontrados das análises 2D e 3D para a área superficial das trabéculas ósseas (BV) foi próxima de 20%.

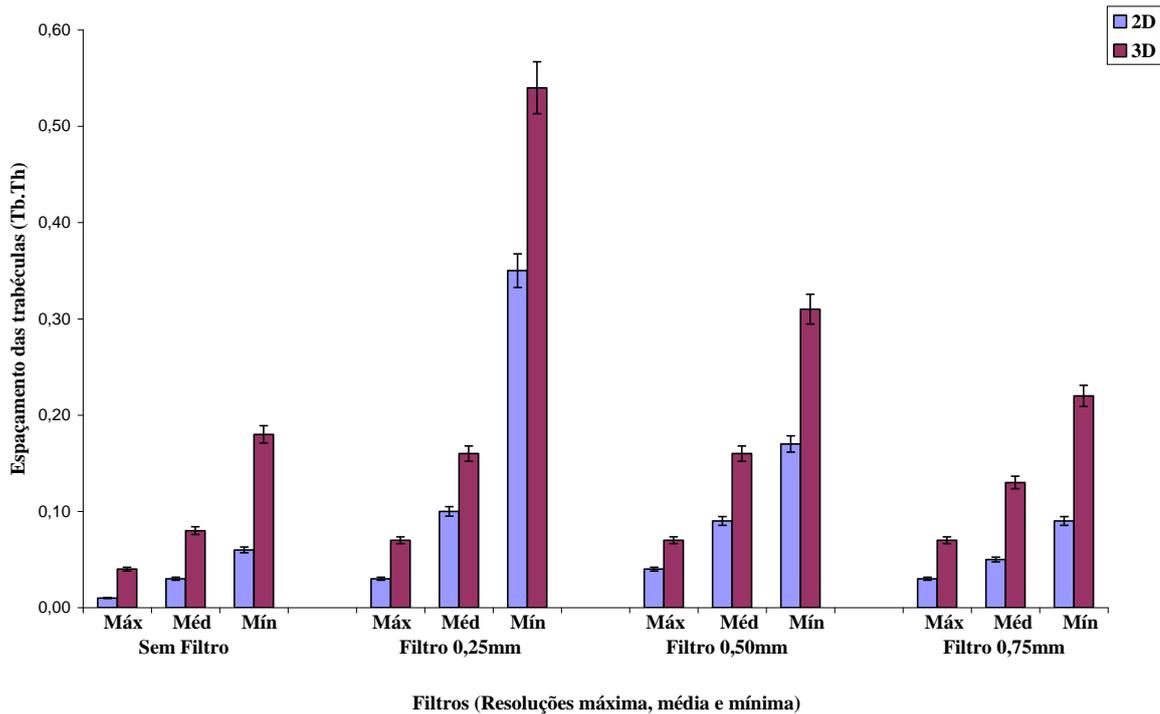


Figura 41 - Média do espaçamento das trabéculas (Tb.Th), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 41 que os maiores valores encontrados das análises 2D e 3D para o espaçamento das trabéculas (Tb.Th) foram determinados na presença do filtro de 0,25 mm de Al e com mínima resolução. De modo que com a mínima resolução, os valores inicialmente aumentaram e depois reduziram; com a média resolução eles ficaram quase constantes e depois reduziram; e com a máxima resolução eles aumentaram. Os valores obtidos com diferentes resoluções variaram significativamente. A maior diferença entre valores encontrados das análises 2D e 3D para o espaçamento das trabéculas (Tb.Th) foi de 65,20% quando não utilizado filtro e com máxima resolução. Em todos os casos os valores da análise 2D estiveram abaixo dos valores da 3D.

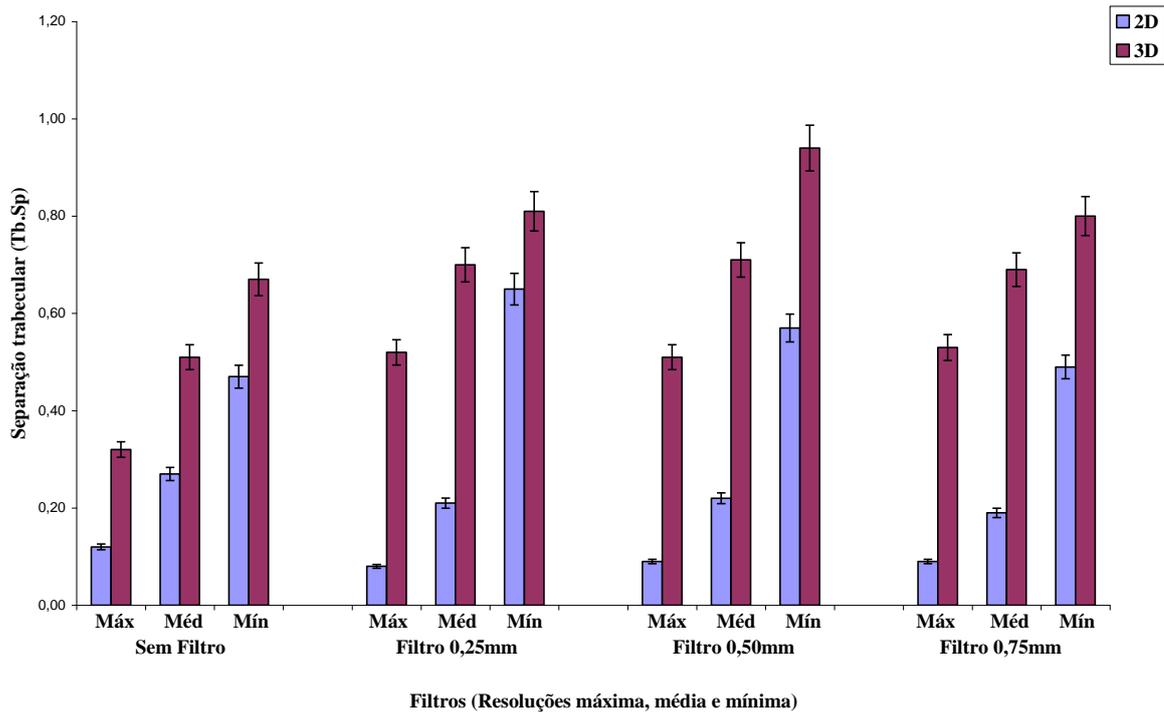


Figura 42 - Média da separação trabecular (Tb.Sp), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.
 Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 42 que os valores encontrados das análises 2D e 3D para a separação trabecular (Tb.Sp) variaram significativamente para diferentes condições. O mesmo acontece com os valores obtidos de Tb.Sp com diferentes resoluções. Nestes casos, não observa-se valores muito discrepantes. A maior diferença entre valores encontrados das análises 2D e 3D para a separação trabecular (Tb.Sp) foi de 84,56% quando utilizado filtro de 0,25 mm de Al e com máxima resolução. Em todos os casos os valores da análise 2D estiveram abaixo dos valores da 3D.

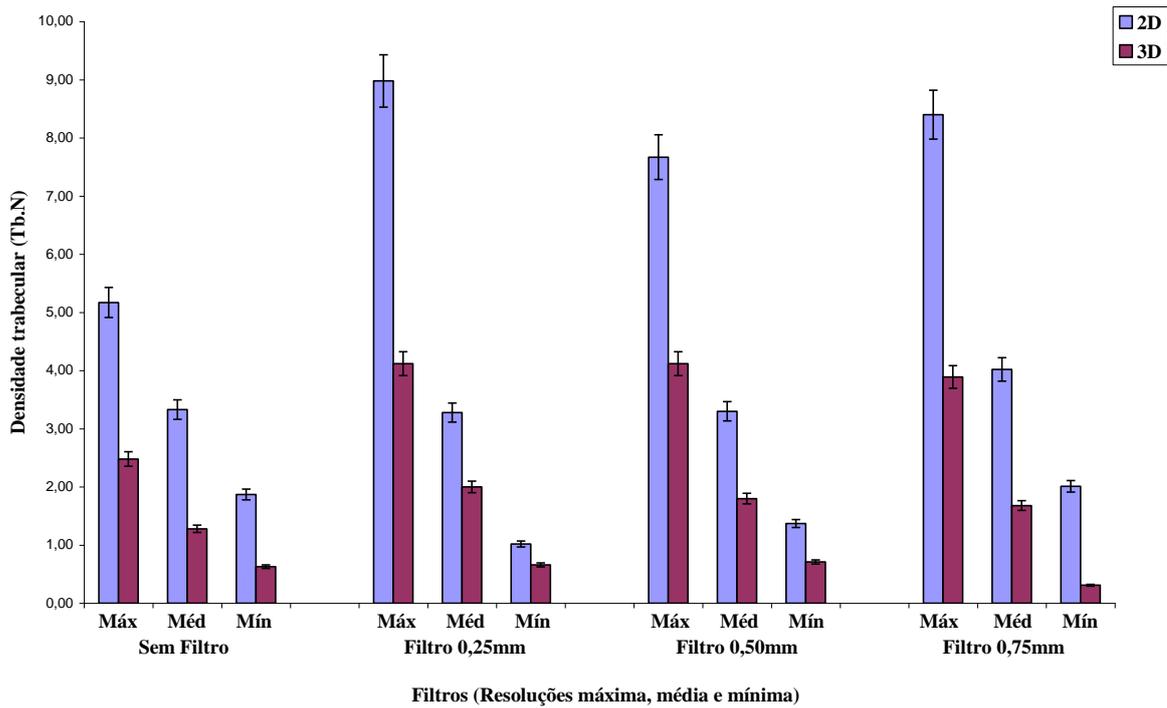


Figura 43 - Média da densidade trabecular (Tb.N), da parte 2 dos ossos, através das análises 2D e 3D em diferentes resoluções e condições.
 Fonte: O autor, 2011.

Observa-se na figura 43 que os valores encontrados das análises 2D e 3D para a densidade trabecular (Tb.N) apresentaram grande discrepância chegando a 550%. Os valores de Tb.N obtidos para cada condição (uso ou não de filtro) e com diferentes resoluções variaram de forma significativa.

As figuras 44, 45 e 46 mostram, respectivamente, o grau de anisotropia (DA), a conectividade (Conn) e a porosidade (Po) de ambas as partes dos ossos. Os resultados indicam que os valores do grau de anisotropia (DA) das partes 1 e 2 variaram significativamente.

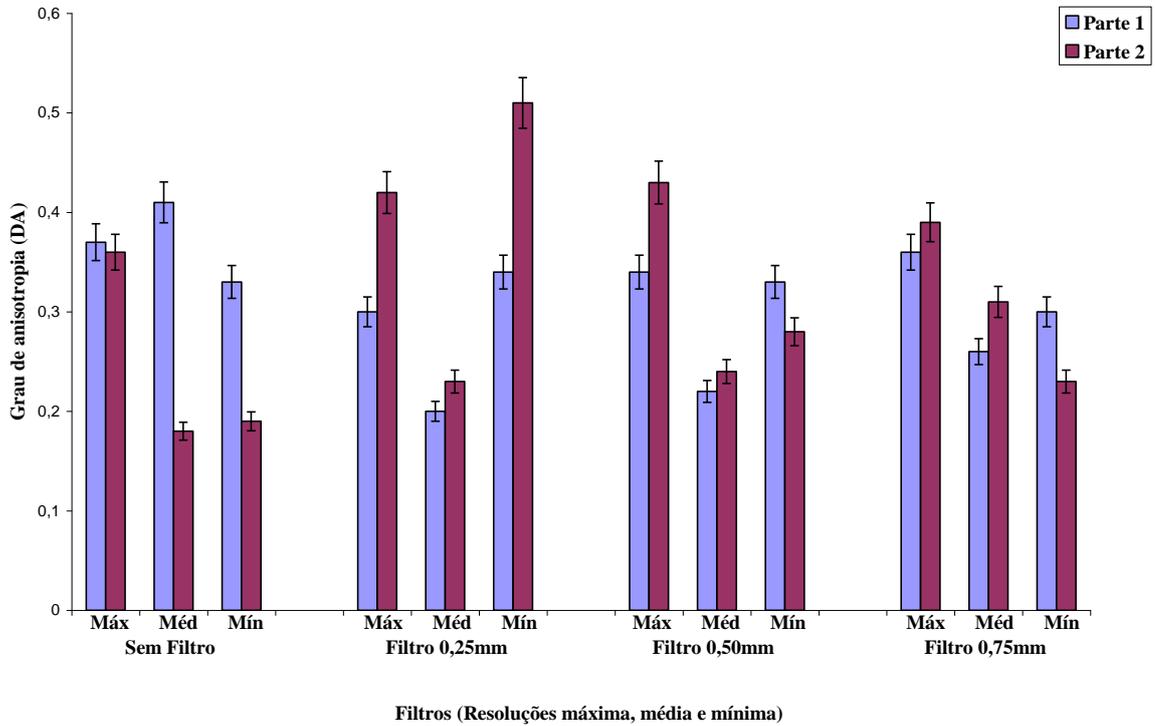


Figura 44 - Média do grau de anisotropia (DA), das partes 1 e 2 dos ossos, através da análises 3D em diferentes resoluções e condições.
Fonte: O autor, 2011.

Em relação à conectividade, é possível perceber uma redução acentuada quando há uma diminuição na resolução, de ambas as partes, conforme mostra a figura 45. A conectividade também apresentou diferenças significativas quando se alterou a condição (uso ou não de filtro). Não foi possível obter a conectividade nos ensaios em que a resolução é mínima.

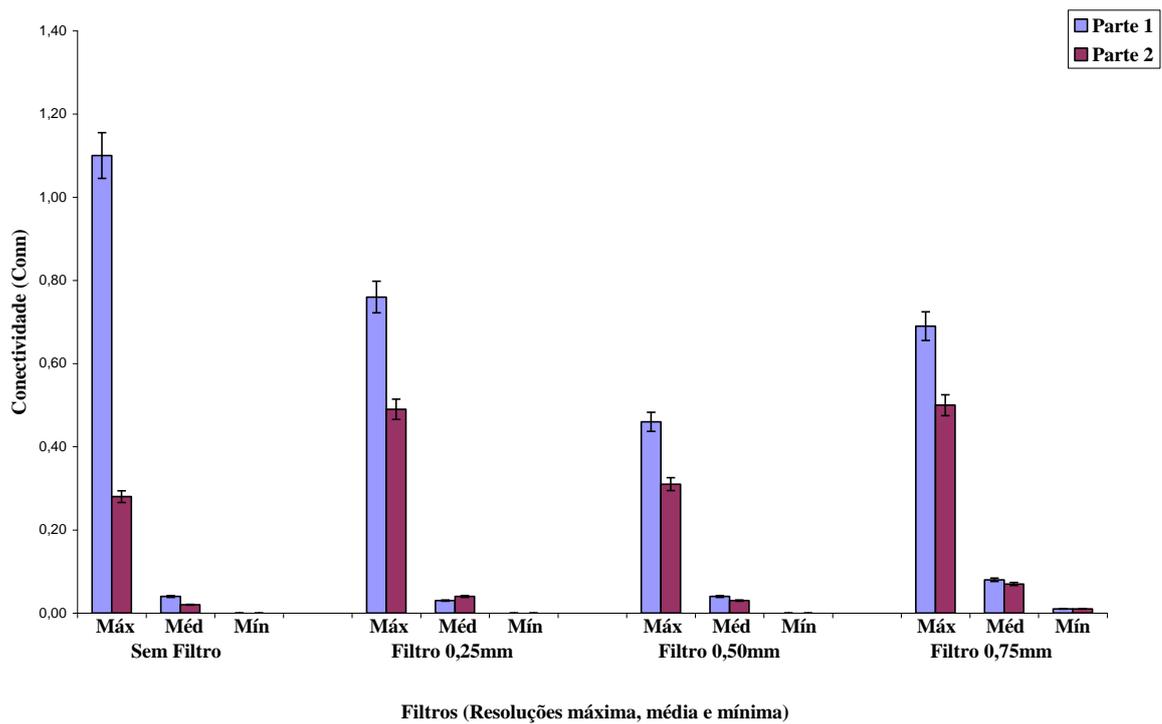


Figura 45 - Média da conectividade (Conn), das partes 1 e 2 dos ossos, através da análise 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

A porosidade na parte 1 decai com a redução na resolução e ausência de filtro e aumenta com a diminuição da resolução e presença dos três filtros. A porosidade na parte 2, por sua vez, decai com a redução na resolução, ausência de filtro e presença do filtro de Al com espessura de 0,25 e aumenta com a diminuição da resolução e presença dos filtros de 0,50 mm e 0,75 mm de Al.

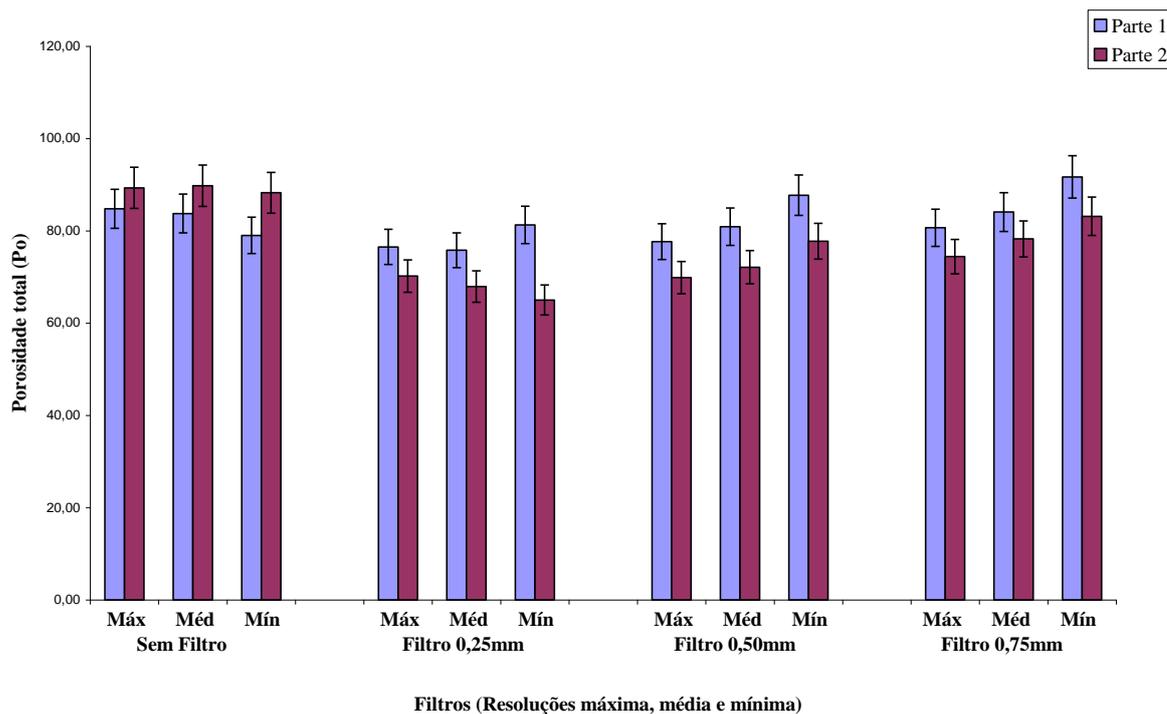


Figura 46 - Média da porosidade (P_o), das partes 1 e 2 dos ossos, através da análise 3D em diferentes resoluções e condições.

Fonte: O autor, 2011.

As figuras a seguir fornecem a reconstrução em 3D de ambas as partes dos ossos. Neste caso, durante a aquisição, se fez uso não filtro de alumínio e utilizou-se diferentes resoluções.

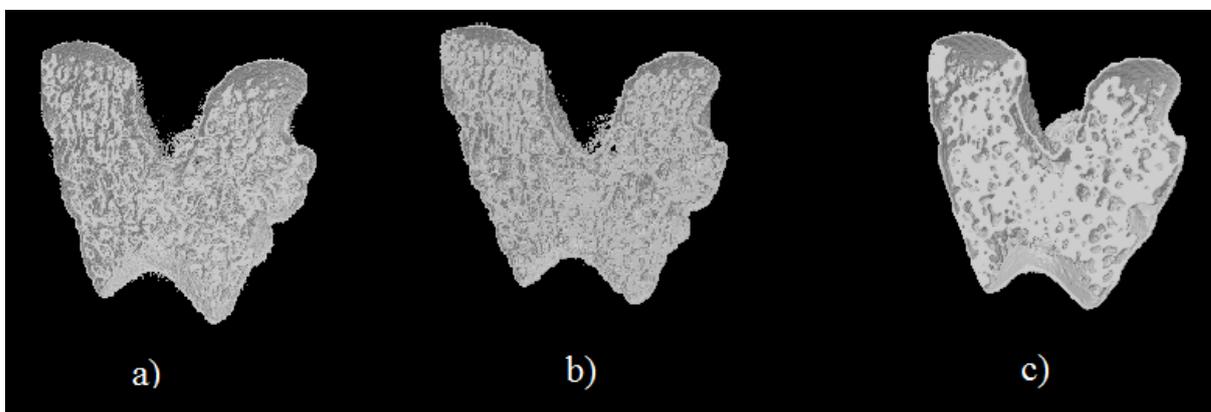


Figura 47 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 9,5 μm , b) 15,0 μm e c) 33,3 μm .
Fonte: O autor, 2011.

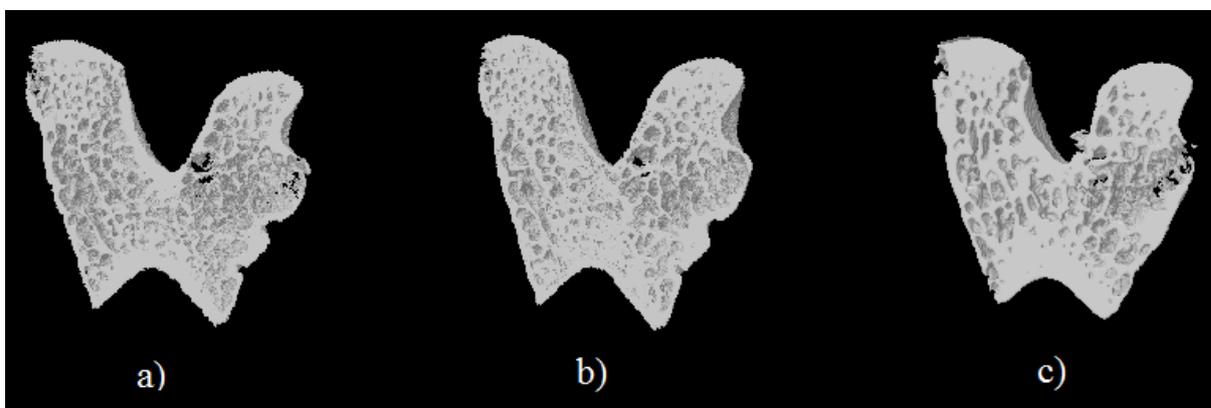


Figura 48 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,25 mm de Al e com as seguintes resoluções: a) 9,5 μm , b) 15,0 μm e c) 33,3 μm .
Fonte: O autor, 2011.

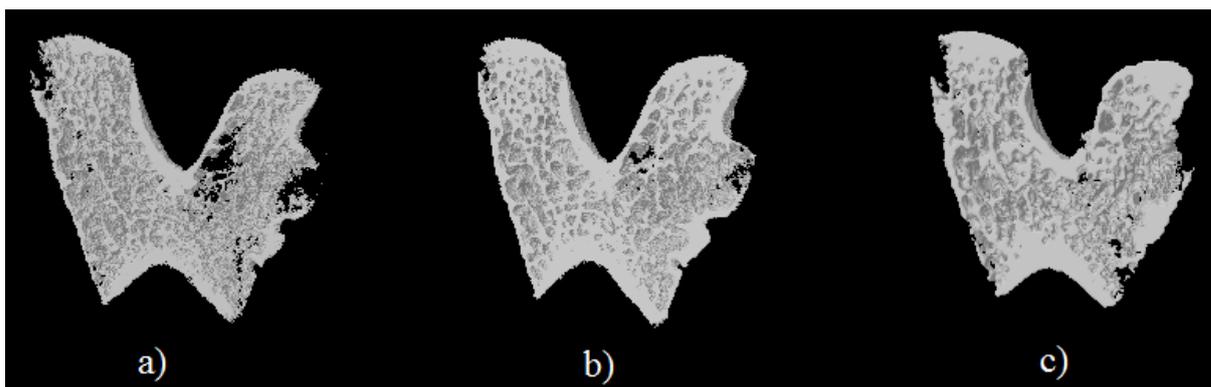


Figura 49 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,50 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm

Fonte: O autor, 2011.

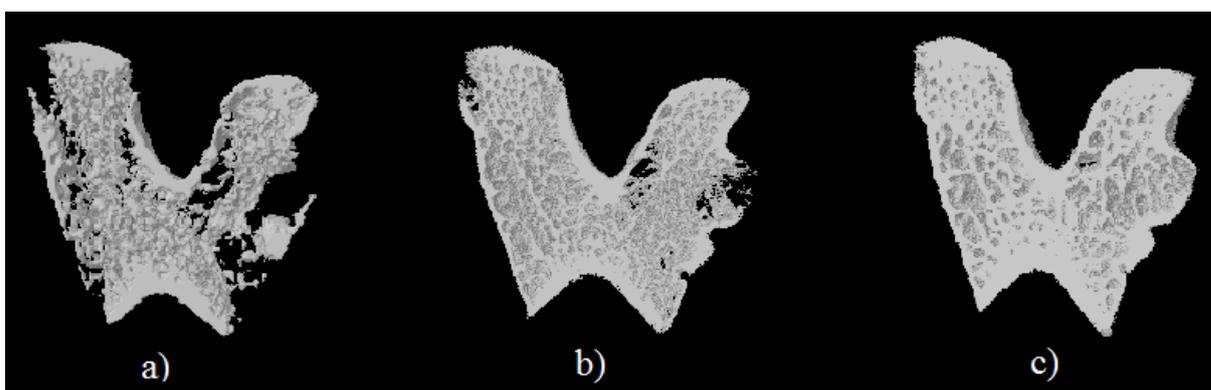


Figura 50 - Reconstrução em 3D da parte 1 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,75 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm

Fonte: O autor, 2011.

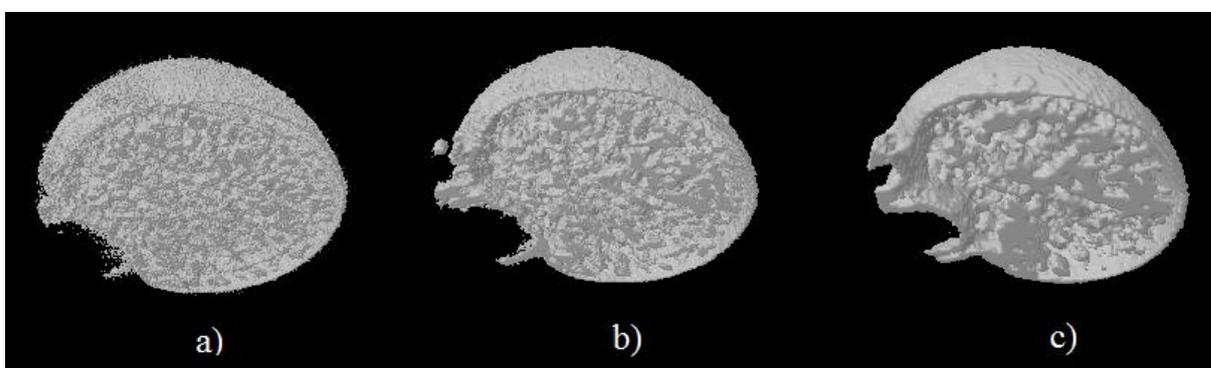


Figura 51 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada sem a presença de filtro e com as seguintes resoluções: a) 9,5 μm , b) 15,0 μm e c) 33,3 μm .

Fonte: O autor, 2011.

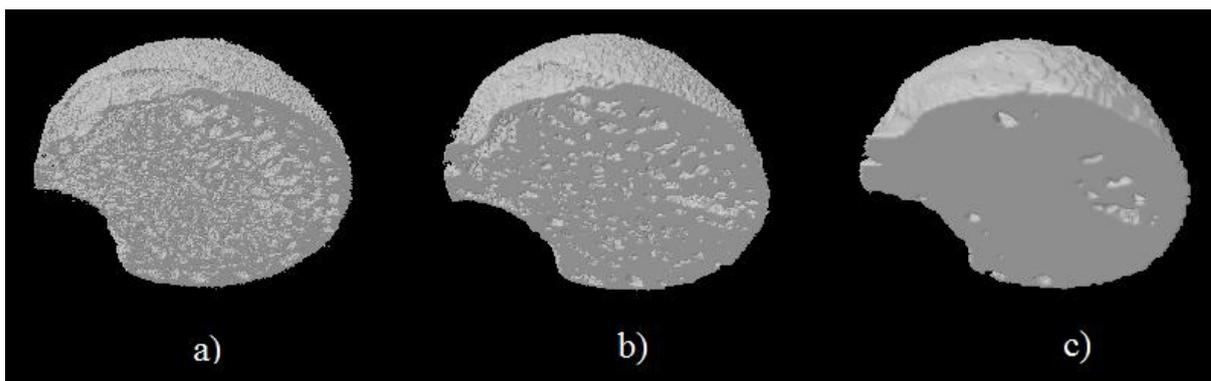


Figura 52 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,25 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm

Fonte: O autor, 2011.

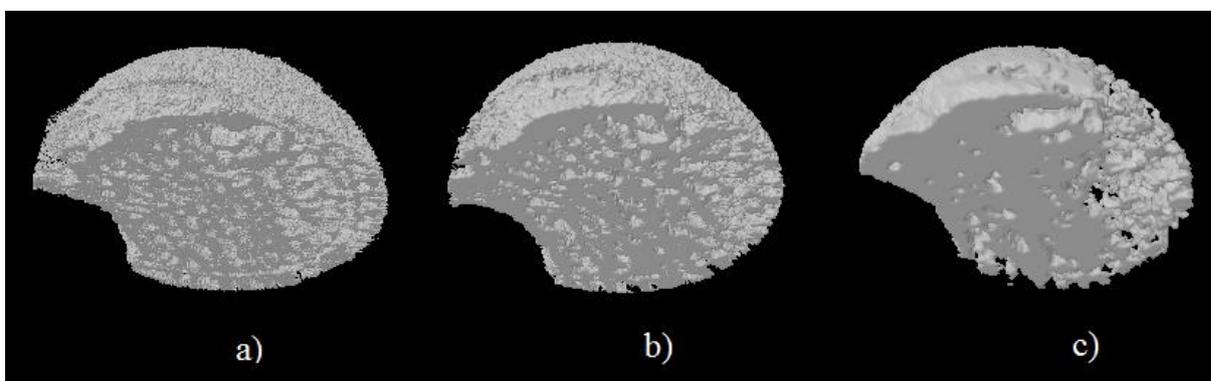


Figura 53 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,50 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm

Fonte: O autor, 2011.

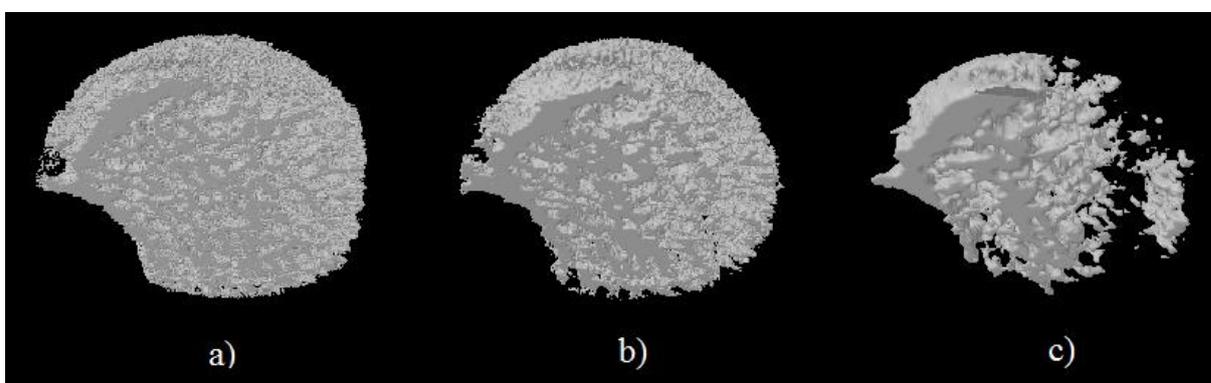


Figura 54 - Reconstrução em 3D da parte 2 de um fêmur de rato, cuja aquisição foi realizada na presença de filtro de 0,75 mm de Al e com as seguintes resoluções: a)9,5 μm , b) 15,0 μm e c)33,3 μm

Fonte: O autor, 2011.

A estrutura de um osso sofre alterações ao longo de sua vida e pode ser modificada por doenças. A microtomografia computadorizada é uma técnica que pode ser utilizada para diagnosticar doenças com grande precisão e antecedência, para a realização de tratamento. A osteoporose, por exemplo, provoca não só a perda de massa óssea, mas também muda a microarquitetura do osso, deixando-o suscetível à fratura. (LIMA et al., 2009). Como a estrutura e a microarquitetura óssea são aspectos relevantes da resistência óssea, a anisotropia, a porosidade, a conectividade e a densidade, são alguns dos parâmetros estudados para compreensão da resistência mecânica do osso (ODGAARD, et al., 1997). Para se avaliar a microarquitetura, baseada na medida da largura, número, separação e organização trabecular, podemos utilizar a microtomografia 3D ou técnicas de estereologia em 2D. O tempo de análise, a perda da amostra e a determinação da conectividade em apenas 2D, são algumas das desvantagens dessa técnica de estereologia em relação a microtomografia. As técnicas de estereologia comprovaram que a microtomografia é eficaz e informa com precisão detalhes microestruturais em uma amostra (HILDEBRAND et al., 1999). Para se fazer uma melhor análise da arquitetura óssea, que devemos escolher com cuidado a região a ser analisada, pois o osso não é totalmente homogêneo e isso pode trazer variações nos valores dos parâmetros morfométricos obtidos.

Neste estudo, ao fixarmos uma condição (uso ou não de filtro) e variamos a resolução, os valores obtidos através das análises 2D e 3D sofreram uma variação significativa. O mesmo acontece quando fixamos uma resolução e variamos a condição.

Obtemos para a parte 1 dos ossos um total de 21 valores (comparações) que não apresentaram diferença estatisticamente significativa e 56 correlações perfeitas positivas, enquanto que a parte 2 dos ossos apresentou 4 valores (comparações) e 66 correlações perfeitas positivas. Vale ressaltar que os valores dos parâmetros obtidos pela análise 2D foram menores que os obtidos pela análise 3D, principalmente nos ensaios em que não foi utilizado filtro. O mesmo não ocorre com a parte 1. Os parâmetros Tb.Th, Tb.Sp e Tb.N apresentaram a maior diferença (próxima a 300%) entre os valores obtidos através das análises 2D e 3D. Em ambas as partes dos ossos, os valores obtidos pelas análises 2D e 3D de alguns parâmetros (por exemplo, anisotropia, porosidade e área superficial das trabéculas) sofreram alterações significativas, em razão do aumento na resolução. A conectividade (Con) não pôde ser determinada com resolução mínima.

Estudos comprovaram que a resolução afeta a detecção da imagem, podendo provocar perda de detalhes e conseqüentemente alteração dos valores dos parâmetros determinados. Hanson e colaboradores (HANSON et al., 2004) mostraram que, quando é utilizada alta

resolução, os valores dos parâmetros morfométricos são melhores e, por consequência, a análise da microarquitetura da amostra.

7 CONCLUSÕES

Os resultados mostraram que a diferença entre os valores dos parâmetros obtidos através das análises 2D e 3D divergiram pelo fato de que a região escolhida não apresentava uma homogeneidade, mesmo que a aquisição das imagens de ambas as partes dos ossos tenha sido obtida sob mesma condição e resolução. Como a análise 3D depende da representação do volume da amostra e esta é bem irregular e não homogênea, os valores dos parâmetros obtidos através da análise 3D sofreram alterações, conforme assinalado Lima e colaboradores (LIMA et al., 2009). Os valores dos parâmetros obtidos na análise 2D também sofreram alteração, pois sua aquisição depende das imagens escolhidas. Assim, essas imagens podem ter perdido dados que dependem do nível de *threshold*, mantido fixo este trabalho.

Conforme esperado, os valores dos parâmetros obtidos em ambas as análises 2D e 3D são piores quando se utiliza baixa resolução. Com efeito, a resolução espacial de uma imagem em μ CT é a capacidade de um sistema de distinguir pequenos pontos com diferentes coeficientes atenuações e separados por pequenas distâncias em uma amostra.

REFERÊNCIAS

- AMANAI, T.; NAKAMURA, Y.; AOKI, S.; MATAGA, I. Micro-CT Analysis of Experimental Candida Osteoarthritis in Rats. **Mycopathologia**, n. 166, p. 133–141, 2008.
- BADICA, P.; ALDICA, G.; CRACIUNESCU, T.; TISEANU, I.; MA, Y.; TOGANO, K.; Microstructure of MgB₂ samples observed by x-ray microtomography. **Supercond. Sci. Technol.** v. 21, 2008.
- BRITZ, H. M.; JOKIHAARA, J.; LEPPÄNEN, O. V.; JÄRVINEN, T.; COOPER, D. M. L. 3D visualization and quantification of rat cortical bone porosity using a desktop micro-CT system: a case study in the tibia. **Journal of Microscopy**, v. 240, p. 32-37, 2010.
- BOTELHO, M. Z. **Propriedades de atenuação de nanocompósitos para uso em proteção radiológica**. Dissertação (Mestrado) - Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, RS, 2009.
- BURGHARDT, A. J.; LINK, T. M.; MAJUMDAR, S. High-resolution Computed Tomography for Clinical Imaging of Bone Microarchitecture. **Clinical orthopaedics and related research**. v. 469, 2179-2193, 2011.
- CULLITY, B. D. **Elements of X-ray diffraction**. 2. ed. Massachusetts: Addison-Wesley Publishing Company, 1978.
- DAVIS, G. R.; WONG, F. S. L. X-ray microtomography of bones and teeth. **Physiol. Meas.**, n.17, 1996.
- FAJARDO, R. J.; CORY, E.; PATEL, N. D.; NAZARIAN, A.; LAIB, A.; MANOHARAN, R. K.; SCHMITZ, J. E.; DESILVA, J. M.; MACLATCHY, L. M.; SNYDER, B. D.; BOUXSEIN, M. L. Specimen size and porosity can introduce error into μ CT-based tissue mineral density measurements. **Bone**, 44, p. 176–184, 2009.
- FORD, N. L.; THORNTON, M. M.; HOLDSWORTH, D. W. Fundamental image quality limits for microcomputed tomography in small animals. **Med. Phys.**, 30, 2003.
- FORSBERG, F.; SIVIOUR, C. R. 3D deformation and strain analysis in compacted sugar using x-ray microtomography and digital volume correlation. **Meas. Sci. Technol.** v. 20, 2009
- FORSBERG, F. **X-ray Microtomography and Digital Volume Correlation for Internal deformation and Strain Analysis**. Doctoral Thesis. Luleå University of Technology, Department of Applied Physics and Mechanical Engineering, Sweden, 2008.
- GOMEZ-MORILLA, I.; PINHEIRO, T.; ODENBACH, S.; ALCALA, M. D. Y. X-ray tomography as a complementary technique to nuclear microscopy for biomedical applications. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 267, p. 2103–2106, 2009.

HANSON, N. A.; BAGI, C. M. Alternative approach to assessment of bone quality using micro-computed tomography. **Bone**, v. 35, p. 326-333, 2004.

HILDEBRAND, T.; LAIB, A.; MULLER, R.; DEQUEKER, J.; RUEGSEGGER, P.; Direct Three-Dimensional Morphometric Analysis of Human Cancellous Bone: Microstructural Data from Spine, Femur, Iliac Crest, and Calcaneus. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 14, n. 7, 1999.

INSTRUCTION MANUAL. Disponível em: <www.skyscan.be/next/CTan_UserManual.pdf>. Acesso em: 20 dez. 2010.

KAPADIA, R. D.; STROUP, G. B.; BADGER, A. M.; KOLLER, B.; LEVIN, J. M. ; COATNEY, R. W.; DODDS, R. A.; LIANG, X.; LARK, M. W.; GOWEN M. Applications of micro-CT and MR microscopy to study pre-clinical models of osteoporosis and osteoarthritis. **Journal Technology and Health Care** - Special issue on bone architecture and the competence of bone, v. 6, p. 5-6, 1998.

LAFFOSSE, J.; KINKPE, C.; GOMEZ-BROUCHET, A.; ACCADBLE, F.; VIGUIER, E.; GAUZY, J. S. de; SWID. Micro-computed tomography study of the subchondral bone of the vertebral endplates in a porcine model: correlations with histomorphometric parameters. **Surg Radiol Anat**, v. 32, p. 335-341, 2010.

LIMA, I. C. B.; LOPES, R.T.; OLIVEIRA, L.F.; ALVES, J.M.; Análise de estrutura óssea através de Microtomografia computadorizada 3D. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 2, n. 1, p. 6-10, 2009.

LIMA, I.; ROCHA, M. S.; LOPES, R. T. Ethanol bone evaluation using 3D microtomography. **Micron**, v. 39, issue 5, p. 617-622, 2008.

LIMA, I. C. B.; OLIVEIRA, L. F.; LOPES, R. T.; Bone architecture analyses of rat femur with 3D microtomographic images. **Journal of Radio analytical and Nuclear Chemistry**, v. 269, n. 3, p. 639-642, 2006.

LIU, Y. F.; WU, L. A.; WANG, J.; WEN, L. Y.; WANG, X. J.; Micro-computerized tomography analysis of alveolar bone loss in ligature- and nicotine-induced experimental periodontitis in rats. **J Periodont Res** 2010, v. 45, p. 714–719, 2010.

MANUAL CT-ANALYSER. Disponível em: < www.skyscan.be/next/CTan_UserManual.pdf > Acesso em: 20 dez. 2010.

MIGLIERINI, M. **Detectors of Radiation**. E. Wingner Course on Reactor Physics Experiments, 2004.

MORTON, E. J.; WEBB, S.; BATEMAN, J. E.; CLARKE, L. J.; SHELTON, C. G. Three-dimensional X-ray microtomography for medical and biological applications. **Phys. Med. Biol.**, v. 35, 1990.

MULLER, R.; CAMPENHOUT, H. V.; DAMME, B. V.; PERRE, G. V. D.; DEQUEKER, J.; HILDEBRAND, T.; RÜEGSEGGER, P. Morphometric Analysis of Human Bone Biopsies: A

Quantitative Structural Comparison of Histological Sections and Micro-Computed Tomography. **Bone**, v. 23, n. 1, p. 59–66, July 1998.

ODGAARD A. Three-Dimensional Methods for Quantification of Cancellous Bone Architecture. **Bone**, v. 20, n. 4, p. 315-328, 1997.

OLIVEIRA, L.C.G., **Estimativa do kerma no ar na superfície de entrada em exames mamográficos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, UFRJ, Rio de Janeiro, 2007.

PEREIRA S.; PEREIRA S. Disponível em: <<http://haja-saude.radiomarcante.net/2011/02/28/haja-saude-26-ossos-musculos-e-articulacoes/>>. Acesso em: 12 mar. 2011.

QU, G.; SCHROEDER, H. P. V. Trabecular microstructure at the human scaphoid Nonunion. **JHS**, v. 33A, 2008.

QUOIRIN, N. S. R. Interação dos raios X com a matéria. Disponível em: <<http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html>>. Acesso em: 15 jan. 2011.

RÉ, P. **O ABC das Câmaras CCD**. Disponível em: <http://astrosurf.com/re/> Acesso em: Acesso em: 10 de jan. de 2011.

ROQUE, W. L.; ARCARO, K.; FREYTAG, I. Tortuosidade da Rede do Osso Trabecular a partir da Reconstrução Geodésica de Imagens Binárias Tridimensionais. XI WORKSHOP DE INFORMÁTICA MÉDICA. **Anais**. 2011.

SALLES, E. da S. **Estudo da qualidade óssea através das técnicas de microtomografia e microfluorescência de raios X**. Tese, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

SANTOS, C. **Estatística Descritiva: Manual de Auto-aprendizagem**. Lisboa: Edições Silabo, 2007.

SILVA, A. M. H.; ALVES, J. M.; SILVA, O. L.; SILVA, N. F.; GAZZIRO, M.; PEREIRA, J. C.; LASSO, P. R. O.; VAZ, C. M. P.; PEREIRA, C. A. M.; LEIVA, T. P.; GUARNIERO, R. Análise Microestrutural Óssea Trabecular Utilizando Microtomografia Tridimensional. XVII CONGRESSO ARGENTINO DE BIOENGENHARIA. **Anais**. 2009.

SCHILLING, P. J.; KAREDLA, B. R.; TATIPARTHI, A. K.; VERGES, M. A.; HERRINGTON, P. D. X-ray computed microtomography of internal damage in fiber reinforced polymer matrix composites. **Compos. Sci, Technol**, v. 65, 2005.

TAHUATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, M. A. R. R. D. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5 ed. rev. Rio de Janeiro: IRD-CNEN, 2003.

TASSINI, S.; PARTICELLI, F.; PERILLI, E.; TRAINA, F.; BARUFFALDI, F.; VICECONTI, M. Dependence of trabecular structure on bone quantity: A comparison between osteoarthritic and non-pathological bone. **Clinical Biomechanics**, 26, p. 632–639, 2011.

THOMPSON, A. C. **X-Ray Detectors**. X-Ray Data Booklet, 2001.

TIPLER, P. A.; LLEWELLYN, R. A. Física Moderna.3.ed. Rio de Janeiro: LTC, 2001.

VERDELIS, K.; LUKASHOVA, L.; ATTI, E.; MAYER-KUCKUK, P.; PETERSON, M. G. E.; TETRADIS, S.; BOSKEY, A. L.; MEULER, M. C. H. MicroCT morphometry analysis of mouse cancellous bone: Intra- and inter-system reproducibility. **Bone** 49, 580–587, 2011.

VOOR, M. J.; YANG, S.; BURDEN, R. L.; WADDELL, S. W. In vivo micro-CT scanning of a rabbit distal femur: Repeatability and reproducibility. **Journal of Biomechanics** 41, 186–193, 2008.

WAARSING, J. H.; DAY, J. S.; LINDEN, J. C.; EDERVEEN, A. G.; SPANJERS, C.; CLERCK, N.; SASOV, A; VERHAAR, J. A. N.; WEINANS, H. Detecting and tracking local changes in the tibiae of individual rats: a novel method to analyse longitudinal in vivo micro-CT data. **Bone** 34, 163–169, 2004.

WOO, D. G.; WONB, Y.; KIM, H. S.; LIMA, D. A Biomechanical Study of Osteoporotic Vertebral Trabecular Bone: the Use of Micro-CT and High-Resolution Finite Element Analysis. **Journal of Mechanical Science and Technology**, n. 21, p. 593-601, 2007.