

METODOLOGIA PARA A OBTENÇÃO DE PARÂMETROS FÍSICOS E GEOMÉTRICOS DO OSSO TRABECULAR FUNÇÃO DE IMAGENS DE MICRO TOMOGRAFIA

Marco A. Argenta^a, Tiago M. Buriol^b, Mildred B. Hecke^a

^aGrupo de Bioengenharia, Universidade Federal do Paraná, Centro Politécnico, Jardim das Américas, Curitiba/PR, Brasil, marco.argenta@gmail.com, mildred@ufpr.br
<http://www.grupo.bioengenharia.ufpr.br>

^bGrupo de Visualização do PPGMNE, Universidade Federal do Paraná, Centro Politécnico, Jardim das Américas, Curitiba/PR, Brasil, tiagoburiol@gmail.com, <http://rbv.cesec.ufpr.br/>

Palavras-Chave: Micro Tomografia, Osso trabecular, Parâmetros físicos e geométricos.

Resumo. Na engenharia, o primeiro passo para a análise de uma estrutura é o conhecimento do material que a compõe e da sua geometria. Normalmente o material é conhecido com ensaios destrutivos de tração, compressão, pesagem e medições volumétricas executados utilizando-se corpos de prova de dimensões padronizadas. Em relação à geometria, na maioria dos casos, são regulares e criadas a partir de formas primitivas como retângulos, triângulos, cilindros, sendo sua criação digital simples de ser executada. No entanto, com materiais vivos, tanto a caracterização do material quanto a criação da geometria digital são bem complexos, devido à variação de suas propriedades, dano e cura, e seu formato irregular. Sendo assim, outra forma de se conhecer o material deve ser utilizada. Este trabalho apresenta uma metodologia básica para a determinação das propriedades físicas e parâmetros geométricos do tecido trabecular ósseo a partir de imagens de micro tomografia. A micro tomografia é uma técnica não destrutiva que reconstrói e modela interiores de amostras na escala micrométrica e obtém informações sobre suas características tridimensionais. A exemplificação da metodologia será apresentada em função da micro tomografia de uma amostra de osso trabecular extraída da cabeça de um fêmur humano. O aparelho que será utilizado para a tomografia será o micro-CT SkyScan 1172 de alta resolução. A partir das imagens obtidas pelo detector de raios X, função do coeficiente de atenuação, são reconstruídas as fatias tomográficas transversais utilizando-se o algoritmo de Feldkamp modificado. Sobre essas fatias, são aplicados algoritmos para a obtenção de propriedades físicas da amostra como volume de vazios, volume de osso, densidade aparente, densidade do pixel, grau de anisotropia, direções anisotrópicas e dimensão fractal tridimensional. Os algoritmos para o cálculo dos volumes de vazio e de osso são baseados em características e quantidade de pixels. A densidade aparente é calculada com o peso total das amostras dividida pelo volume de osso calculado. A densidade do pixel é estimada em cada ponto do osso trabecular correlacionando-se a escala de Hounsfield com densidades de materiais conhecidos, colocados juntos com a amostra durante a aquisição. O grau de anisotropia e as direções anisotrópicas são calculados utilizando-se o método do comprimento médio de interceptação e do momento de inércia das partes das trabéculas constantes em volumes representativos dessa amostra. A dimensão fractal, usada para quantificar a irregularidade das trabéculas, é calculada utilizando-se o método de box counting. Descrições da metodologia são apresentadas assim como conclusões a respeito da coerência dos valores encontrados.

1 INTRODUÇÃO

Na engenharia, o primeiro passo para a análise de uma estrutura é o conhecimento do material que a compõe e da sua geometria. Normalmente o material é conhecido com ensaios destrutivos de tração, compressão, pesagem e medições volumétricas executados utilizando-se corpos de prova de dimensões padronizadas.

Em relação à geometria, na maioria dos casos, são regulares e criadas a partir de formas primitivas como retângulos, triângulos, cilindros, sendo sua criação digital simples de ser executada. No entanto, com materiais vivos, tanto a caracterização do material quanto a criação da geometria digital são bem complexos, devido à variação de suas propriedades, dano e cura, e seu formato irregular. Sendo assim, outra forma de se conhecer o material deve ser utilizada.

Este trabalho apresenta uma metodologia básica para a determinação de alguns parâmetros físicas e geométricos do tecido trabecular ósseo, obtidos em função de imagens de micro tomografia.

O objetivo dessa caracterização é a obtenção de propriedades do osso trabecular que possam quantificar e diagnosticar fenômenos como a remodelação óssea ou doenças como a osteoporose, mensurados a partir de uma micro tomografia.

2 O OSSO TRABECULAR

O osso é uma forma altamente especializada de tecido conjuntivo com a função de suporte dos seres vertebrados superiores. É um tecido vivo complexo no qual a matriz extracelular é mineralizada conferindo rigidez e força ao esqueleto, mas mantendo certo grau de elasticidade. Sua composição pode ser separada em uma matriz orgânica, composta quase que totalmente por colágeno, e uma matriz inorgânica, formada basicamente de cálcio e fosfato na forma de hidroxiapatita (Peterson e Bronzino 2008).

No osso trabecular, encontram-se formas pouco organizadas com muitos poros, formando estruturas conhecidas como trabéculas. Uma das formas de quantificar a irregularidade da geometria das trabéculas é conhecendo-se a sua dimensão fractal, assim como o grau de anisotropia. A suas direções principais de crescimento podem ser definidas pelas direções isotrópicas, e uma quantificação de trabéculas em certo volume de referência pode ser obtida com a densidade aparente. Essas medições podem caracterizar o estado físico do tecido ósseo trabecular em um volume de referência durante um instante da vida do indivíduo.

As trabéculas do osso trabecular são como lâminas ósseas irregularmente dispostas nos vários sentidos, deixando espaços livres entre si, ocupados pela medula óssea, que tem a função de elaborar as células sanguíneas. Observado ao microscópio, este osso tem um aspecto semelhante ao de uma esponja. Contudo, existem setores de alguns ossos, como acontece na cabeça do fêmur, em que as trabéculas adotam uma disposição específica determinada pela força a que o osso se

encontra submetido, o que lhe confere uma maior resistência (Bilezikian, Raisz e Rodan 2002). Localmente nas trabéculas também é possível quantificar parâmetros que ilustrem sua composição, como a densidade de cada pixel, representada em função da escala de cinza de imagens tomográficas dessas trabéculas.

3 A MICROTROMOGRAFIA

A micro tomografia computadorizada é uma técnica não destrutiva que reconstrói e modela interiores de amostras na escala micrométrica e obtém informações sobre sua geometria tridimensional e propriedades do material. O conceito básico desse processo de imagem provou que um objeto tridimensional pode ser reconstruído através de suas projeções bidimensionais.

O princípio físico básico da tomografia computadorizada é a interação de radiação com matéria. As radiações têm sua intensidade diminuída em função do material que as absorve. As principais interações da radiação com a matéria ocorrem na forma de efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. Ainda assim, devido às energias usadas em raios X para diagnóstico convencional, a produção de pares não é relevante.

A atenuação da energia das radiações ocorre de maneira exponencial em função da espessura do material absorvedor. Isso significa que quanto mais espesso o material, menor será a energia da radiação que deixa o material depois de atravessá-lo, se atravessá-lo. Por outro lado, quanto maior a energia dos fótons da radiação incidente, maior será também a sua capacidade de penetração, embora se aumente, também, a probabilidade das interações ocorrerem, pois a radiação se propaga por uma distância maior e conseqüentemente, interage mais (Dyson 1993).

Matematicamente, a atenuação dos fótons ou da radiação é bem representada pela Equação (1).

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

onde I_0 é a intensidade da radiação incidente, I é a intensidade da radiação que emerge do material, b é a espessura do material absorvedor e μ é o coeficiente de atenuação linear total e está relacionado à probabilidade dos fótons serem absorvidos.

A geração de imagens de micro tomografia começa com a obtenção de projeções de raios X sobre as amostras coletadas por um detector posicionado de lado oposto a fonte de raios X. A amostra é rotacionada em incrementos de grau e a cada incremento incidem os raios X sobre a mesma sendo sua projeção, conhecida como cone-beam, capturada pelo detector. A Figura 1 ilustra esse processo. Esse processo gera uma seqüência de imagens radiológicas, capturadas pela rotação da amostra em 360°, função do incremento de grau definido inicialmente.

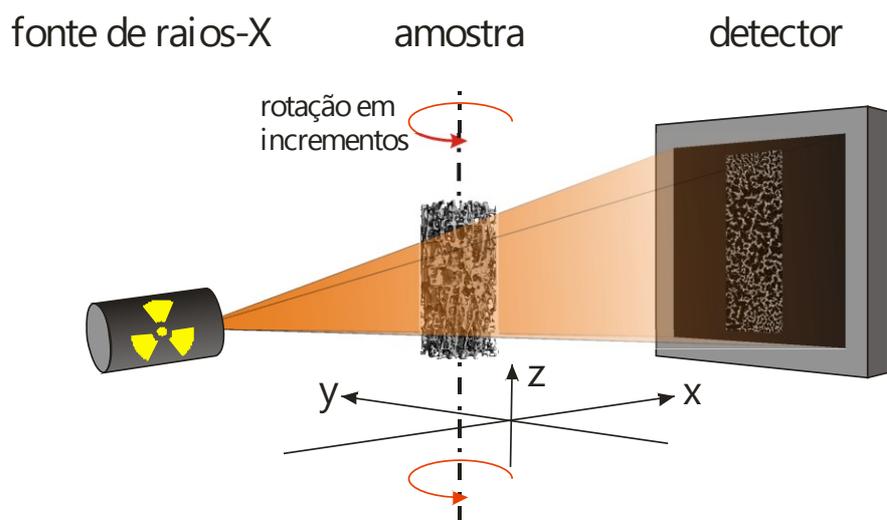


Figura 1: Esquema da obtenção de imagens via incremento de grau.

Uma vez obtido o conjunto de projeções do sistema de micro-CT, as imagens passam por um processo de reconstrução. O processo de reconstrução constitui um caminho matemático para a obtenção de fatias transversais (ou fatias tomográficas) da amostra a partir das imagens em incremento de grau.

O processo de reconstrução é feito utilizando-se o algoritmo de Feldkamp modificado. O algoritmo de Feldkamp (Feldkamp, Davis e Kress 1984) baseia-se em dois conceitos básicos para a reconstrução das fatias da amostra em função das projeções cone-beam: a backprojection e a convolução (Russ 2006). Backprojection identifica a posição de um objeto a partir da superposição de projeções em diferentes ângulos, conforme ilustra a Figura 2. Aumentando-se o número de projeções consegue-se uma suavidade melhor na borda do objeto.

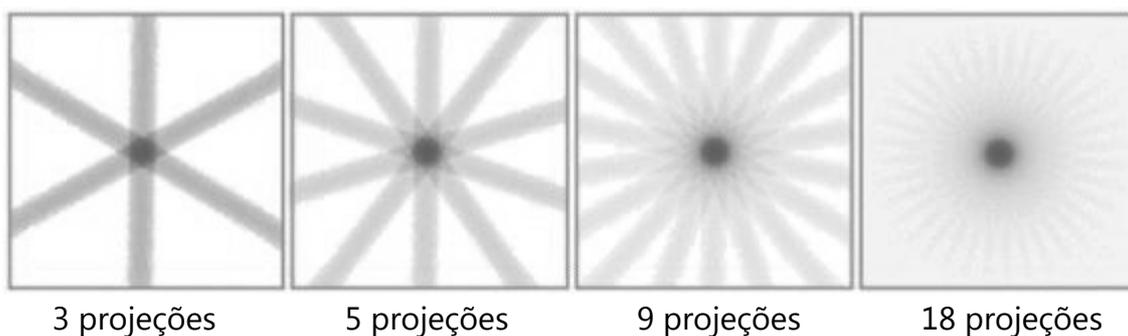


Figura 2: Backprojection.

No entanto, um anel borrado ainda aparece ao redor do objeto, não importando o número de projeções sobrepostas. A eliminação desse anel borrado é feita utilizando-se a convolução, um processo que subtrai o valor do brilho ao redor do objeto, fazendo o objeto aparecer mais nítido, conforme ilustra a Figura 3.

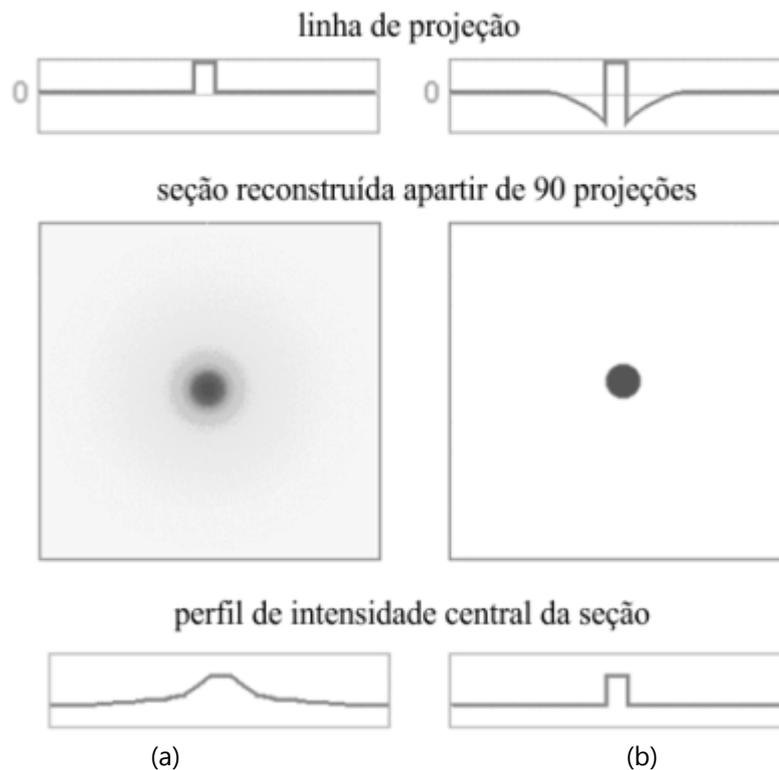


Figura 3: Convolução, (a) somente backprojection, (b) backprojection e convolução.

Uma vez já reconstruída, cada fatia tomográfica transversal da amostra é mostrada em forma de uma matriz digital $N \times M$ pixels, onde N representa o número de pixels existentes na vertical e M os da horizontal. As fatias são calculadas a certa distância uma das outras, que no caso desse microtomógrafo é exatamente igual ao tamanho do pixel. Pixel é a representação básica de um elemento bidimensional de uma imagem digital. Para cada valor do pixel designa-se um valor de cinza que é proporcional aos coeficientes de absorção do detector, de acordo com a [Equação \(2 \)](#).

$$\mathcal{H} = 1000 \frac{\mu_{\text{pixel}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (2)$$

sendo \mathcal{H} o valor da escala de Hounsfield do pixel, $\mu_{\text{água}}$ ($2,262 \cdot 10^{-1} \text{ cm}^{-1}$) o valor do coeficiente de atenuação da água e μ_{pixel} o coeficiente de atenuação mensurado pelo detector para o correspondente pixel.

Assim, tem-se que a região mais densa aparece mais escura e conseqüentemente à região que é menos densa aparece mais clara. Como a maioria dos monitores apresenta 256 níveis de cinza com um byte, a escala é montada com 0 para o preto e 255 para o branco e os valores que são intermediários a estes equivalem aos níveis de cinza propriamente dito.

4 PARÂMETROS FÍSICOS

Os parâmetros físicos quantificados são os volumes de osso e de vazios, a

densidade de um volume representativo de osso trabecular, chamada de densidade aparente e a densidade aproximada local em micro escala da trabécula, chamada de densidade do pixel.

4.1 Volumes

Os volumes de osso e de vazios são simples de serem obtidos. Uma vez obtida a fatia tomográfica transversal em escala de cinza, são contados os pixels com níveis de cinza correspondentes a osso e os pixels com níveis de cinza correspondentes a vazios. Como as dimensões do pixel são conhecidas, e considerando-se que a terceira dimensão do pixel é igual aos lados, ou seja, fazendo o pixel da fatia um cubo, chamado de voxel, o volume de osso e o volume de vazios são obtidos pela multiplicação da quantidade de pixels representativa de cada volume, pelo volume de um voxel. Essa transformação do pixel em um objeto tridimensional é válida, pois durante a reconstrução das fatias tomográficas o algoritmo de Feldkamp usa o mesmo tamanho do lado do pixel como distância entre as fatias que serão reconstruídas. Portanto, cada fatia é considerada como representativa de uma porção volumétrica da amostra com uma espessura do tamanho do lado do pixel.

4.2 Densidades

A densidade aparente é calculada com uma relação entre a massa da amostra, obtida com a pesagem das amostras, e o volume de osso da amostra, obtido função dos pixels representativos de osso. A densidade do pixel é calculada em função do coeficiente de atenuação do material.

Esse coeficiente é representado pela escala de Hounsfield, uma escala de cores cinza de uma fatia tomográfica transversal da amostra obtida com a reconstrução de imagens radiológicas. A obtenção da densidade do pixel é feita com uma correlação entre as escalas de cinza do osso e as escalas de cinza de amostras de materiais com densidade conhecida, colocadas juntamente com a amostra de osso durante a aquisição das imagens tomográficas, conforme ilustra a [Figura 4](#). No caso, serão utilizados cimentos endodônticos homogêneos de diversas densidades para essa correlação. A intensidade de cinza de cada amostra de cimento identifica certo valor numérico de densidade. Esse valor de densidade será dito como do pixel com a intensidade correspondente de cinza no osso. Caso o valor da escala de cinza do osso não corresponda ao valor da escala de cinza de nenhum cimento, é feita uma média ponderada entre o valor da escala de cinza do pixel do osso e os valores de densidades de dois cimentos, com valores de cinzas próximos ao valor de cinza do pixel do osso.

Essa correlação é válida, pois por princípio o feixe de raios X que atravessa um material perde intensidade em função da sua densidade e espessura. No entanto, a reconstrução da fatia tomográfica transversal das imagens radiológicas pelo algoritmo de Feldkamp identifica essa perda em cada pixel da imagem da fatia, tornando a escala de cinzas dessa fatia apenas função da densidade do material.

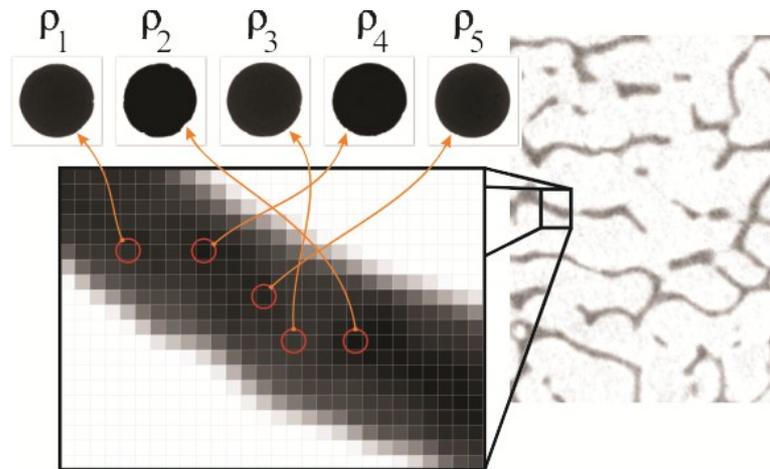


Figura 4: Correlação entre os valores de cinza do osso e os valores de cinza dos cimentos com densidades conhecidas.

5 PARÂMETROS GEOMÉTRICOS

Os parâmetros geométricos quantificados são o grau de anisotropia das trabéculas, suas direções anisotrópicas e a dimensão fractal.

5.1 Anisotropia

A o grau anisotropia e as direções anisotrópicas das trabéculas são calculados utilizando-se dois métodos: o primeiro, clássico na literatura, conhecido como comprimento médio de interceptação (MIL¹), e o segundo, baseando-se nos princípios do momento de inércia e do produto de inércia, escritos sob a forma de um tensor de inércias (TI).

5.1.1 Comprimento médio de interceptação

O método do comprimento médio de interceptação (MIL) se baseia no fato de que: seja um volume complexo contendo certo número de vazios, como o osso trabecular, se esse volume for isotrópico, uma linha traçada através desse volume fará uma quantidade similar de interseções ao volume, em qualquer orientação tridimensional, se for anisotrópico, não. A Figura 5 ilustra essa ideia.

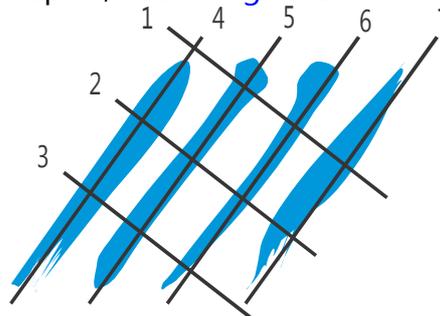


Figura 5: Linhas interceptando uma seção de um volume qualquer. As linhas 1, 2 e 3 interceptam os

¹ Mean Intercept Length.

elementos longos mais vezes que as 4, 5, 6 e 7.

O comprimento médio de interceptação é calculado traçando-se uma grade de linhas através da imagem volumétrica 3D e dividindo-se o comprimento de cada linha dessa grade pelo número de vezes que a linha intercepta uma parte do volume. Para um cálculo geral por todo o volume, um conjunto de várias grades é traçado em diversas angulações diferentes. O MIL para cada angulação é calculado como a média de todas as linhas da grade, sabendo-se assim, de uma forma básica, o comportamento isotrópico ou anisotrópico da geometria do volume.

O cálculo da anisotropia e das direções anisotrópicas da geometria de um volume requer que as linhas iniciais traçadas em diversos ângulos através do volume tenham igual comprimento. Para tal, é definida um volume de referência esférico e, para essa região, são traçadas linhas que passam pelo seu centro cobrindo todos os ângulos 3D. Após o cálculo do CMI para cada linha, esse valor é adotado como novo comprimento para as linhas, criando um efeito parecido com uma almofada de alfinetes, com ilustrado na [Figura 6](#). A essa distribuição de linhas, é ajustada, estatisticamente, um elipsóide. Esse elipsóide é descrito por três raios, sendo que o maior deles está na direção onde a estrutura sólida tem o maior MIL ([Tabor e Rokita 2007](#)).

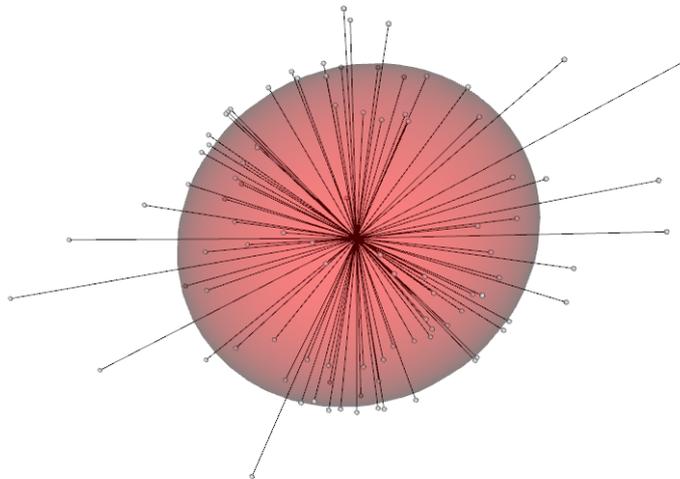


Figura 6: Almofada de alfinetes com o ajuste de um elipsóide.

Matematicamente, esse elipsóide é descrito por três vetores, determinados em função dos raios calculados. Esses vetores podem ser escritos em um tensor de segunda ordem, definindo os eixos do elipsóide, na direção de cada raio ([Wald, et al. 2007](#)). Deste tensor podem-se calcular as direções principais, que definem os eixos principais do elipsóide, calculando-se seus autovalores e autovetores. Os autovalores definem os raios da direção principal e os autovetores sua orientação e sentido.

5.1.2 Momento de Inércia

O método desenvolvido a partir do tensor de inércia (TI), parte do mesmo princípio usado para o cálculo dos volumes, em que cada fatia tomográfica

transversal representa certa espessura do sólido da amostra, espessura essa de tamanho igual ao lado do pixel, ou seja, cada pixel da fatia tomográfica transversal é transformado em um cubo, ou voxel. Sobrepondo-se todas essas fatias é possível montar um sólido completo da amostra de osso trabecular, como se fosse uma pilha de voxels. Desse sólido é possível extrair certo volume de referência cúbico de tamanho qualquer escolhido. Inicialmente é calculado o centro de massa do volume de referência, baseando-se na massa de cada pixel, função da densidade do pixel (calculada anteriormente) e do volume do pixel, conforme a [Equação \(3\)](#).

$$\mathbf{r}_{cm} = \frac{\int \mathbf{r}_p dm}{\int dm} \quad (3)$$

sendo, \mathbf{r}_{cm} um vetor que localiza o centro de massa do volume de referência em relação à origem de um sistema de coordenadas cartesianas globais definido, \mathbf{r}_p um vetor que localiza o centro de massa de cada voxel do volume de referência em relação à origem do mesmo sistema cartesiano global e m a massa.

Após a localização do centro de massa, um novo sistema de coordenadas cartesianas é definido, com eixos x , y e z paralelos ao sistema de coordenadas globais com origem no centro de massa. Usando esses novos eixos como referência é calculado o tensor de inércias para o volume de referência cúbico ([Goldstein, Poole e Safko 2000](#)). Para tal, cada voxel do volume de referência é considerado como um cubo. O tensor de inércias do voxel, \mathbf{I}_v , em relação ao seu centro de massa, que coincide com o centro geométrico, pois a distribuição de massa no voxel é considerada homogênea, pode ser calculado de acordo com a [Equação \(4\)](#).

$$\mathbf{I}_v = \rho \int_V \|\mathbf{r}_v\|^2 \mathbf{I}_3 - \mathbf{r}_v \otimes \mathbf{r}_v dV \quad (4)$$

onde, ρ é a densidade do voxel, considerada igual a densidade do pixel, \mathbf{r}_v é um vetor de posição que localiza pontos do voxel em relação ao seu centro de massa e \mathbf{I}_3 é a matriz identidade, integrado no volume do voxel, V .

O tensor de inércias do volume de referência (\mathbf{I}) é a soma dos tensores de inércias de cada voxel quando calculados em relação ao centro de massa desse volume de referência. Como o tensor de inércia de cada voxel em relação ao seu próprio centro de massa é conhecido, é possível a aplicação do Teorema de Huygens-Steiner (ou dos eixos paralelos) para a obtenção dos tensores de inércias de cada voxel no centro de massa do volume de referência de acordo com a [Equação \(5\)](#).

$$\mathbf{I}_R^i = \mathbf{I}_v^i + m_i[(\mathbf{r}_i \cdot \mathbf{r}_i)\mathbf{I}_3 - \mathbf{r}_i \otimes \mathbf{r}_i] \quad (5)$$

sendo, \mathbf{I}_R^i o tensor de inércias do voxel i em relação ao centro de massa do volume de referência, \mathbf{I}_v^i o tensor de inércias do voxel i em relação ao seu próprio centro de

massa, m_i a massa do voxel i , \mathbf{r}_i um vetor de posição que localiza o centro de massa do volume de referência em relação ao centro de massa do voxel i (Sussman, Wisdom e Mayer 2000). Por fim, o tensor de inércias do volume de referência é obtido com a Equação (6).

$$\mathbf{I} = \sum_{i=1}^n \mathbf{I}_R^i \quad (6)$$

onde, \mathbf{I}_R^i o tensor de inércias do voxel i , calculado usando a Equação (5), n o número de voxels que representam osso e \mathbf{I} o tensor de inércias do volume de referência em relação aos eixos x , y e z que passam pelo seu centro de massa.

A partir desse tensor de inércias é possível calcular as inércias principais do volume de referência e suas direções principais, calculando seus autovalores e autovetores. É possível também construir um elipsóide para visualização das direções principais em função das componentes do tensor de inércias (Goldstein, Poole e Safko 2000). Esse elipsóide é definido pela Equação (7).

$$I_{xx}x^2 + I_{yy}y^2 + I_{zz}z^2 - 2I_{xy}xy - 2I_{yx}yx - 2I_{zx}zx = 1 \quad (7)$$

As componentes do tensor de inércias são identificadas como os momentos de inércia em torno dos eixos x , y e z na diagonal principal, e os produtos de inércia em relação a esses eixos preenchendo o resto do tensor.

O momento de inércia mede a distribuição de massa de um sólido em torno de um eixo de rotação, já os produtos de inércia medem a anti-simetria da distribuição de massa do sólido em relação a um par de eixos. O tensor de inércias é um tensor simétrico de segunda ordem que pode ser entendido como uma generalização do momento de inércia do sólido. Rotacionando esse tensor obtêm-se o tensor principal de inércias, encontrado quando as anti-simetrias, ou produtos de inércia, são iguais a zero, o qual mede a distribuição de massa do sólido em torno de três eixos principais, que indicam a maior, menor e a inércia intermediária para o sólido. As direções principais de inércia indicam, para o volume de referência representativo, as direções com maior concentração de massa e, por consequência, maior rigidez, sendo que a direção principal de menor inércia representa a direção de maior concentração de massa e a direção principal de maior inércia a de menor concentração de massa.

O grau de anisotropia (q) desse volume de referência é a relação entre o máximo autovalor (λ_{\max}) calculado e o mínimo (λ_{\min}), tanto para o método MIL quanto para o método TI, definido conforme a Equação (8), sendo que $q = 1$ significa completa anisotropia e $q = 0$ isotropia (Yi, et al. 2007).

$$q = 1 - \frac{\lambda_{\min}}{\lambda_{\max}} \quad (8)$$

As direções principais anisotrópicas são dadas pelos autovetores.

5.2 Dimensão Fractal

Fractais são formas complexas que não podem ser medidas apenas por dimensão topológica. A dimensão fractal (\mathfrak{D}), também conhecida como dimensão de Hausdorff-Besicovitch, surge então como uma alternativa de medição já que pode assumir valores fracionários, obtendo assim o grau de complexidade de uma forma. Pode-se afirmar que a dimensão fractal de um conjunto é um valor que diz o quanto densamente um conjunto ocupa o espaço métrico em que ele existe (Mandelbrot 1989).

O método do box-counting, um dos mais clássicos na literatura para a estimação da dimensão fractal, propõe uma medida sistemática que se aplica a qualquer estrutura no plano ou no espaço. Baseia-se na criação de uma grade de quadrados ou cubos sobre a imagem e na contabilização de números de quadrados ou cubos que contenham no seu interior uma porção do objeto, por menor que seja. Variando-se a quantidade de quadrados ou cubos dessa grade, ou seja, variando-se o tamanho do lado desses quadrados ou cubos, pode-se montar um gráfico $\log(\mathcal{N})$ x $\log(\epsilon)$, sendo \mathcal{N} o número de quadrados ou cubos contendo uma porção do objeto, ϵ o tamanho do lado desses quadrados ou cubos utilizados. A dimensão fractal pode ser calculada como o coeficiente angular da reta que interpola os pontos desse gráfico, ou então pela resolução da equação da dimensão box-counting:

$$\mathcal{N} = \omega \epsilon^{-\mathfrak{D}} \quad (9)$$

sendo ω uma constante, que pode, por exemplo, ser uma relação entre a área ou volume de cada quadrado ou cubo e a quantidade do objeto encontrada dentro desse quadrado ou cubo (Stoyan e Stoyan 1994).

A dimensão fractal \mathfrak{D} a partir da Equação (9) é obtida através da Equação (10), quando o tamanho dos quadrados ou cubos tende a zero.

$$\mathfrak{D} = -\lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\ln(\mathcal{N})}{\ln(\epsilon)} \quad (10)$$

O tamanho desses quadrados ou cubos, iniciados pela imagem inteira, é geralmente reduzido a metade a cada passo de cálculo para montagem do gráfico $\log(\mathcal{N})$ x $\log(\epsilon)$. A análise da dimensão fractal de fenômenos complexos pode ser uma ferramenta importante para quantificar o grau de irregularidade de fenômenos artificiais ou naturais.

6 RESULTADOS

A verificação das metodologias para cálculo dos parâmetros é feita utilizando inicialmente 154 imagens no formato bitmap (BMP) de tamanho 280 por 380 pixels cada, sendo o tamanho do pixel de 19,48 micrômetros, ou seja, uma amostra de 5,5 mm largura, 7,4 mm de comprimento, 3,0 mm de espessura. Isso resulta em um

volume de dados correspondente a uma matriz tridimensional de 154x280x380, contendo os valores de cinza de todos os pixels de todas as 154 fatias tomográficas transversais.

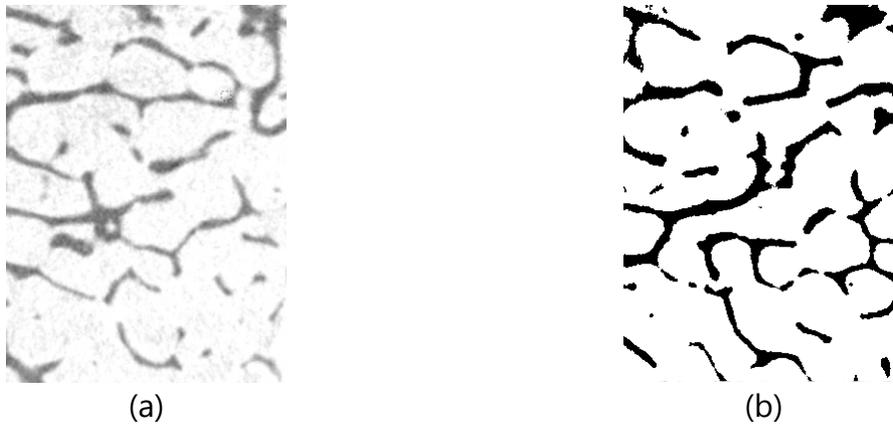


Figura 7: Fatias tomográficas transversais: (a) original, (b) segmentada.

A partir dessas matrizes em função do valor de cinza associado ao pixel, são identificados os pixels que fazem parte do osso, e os pixels que fazem parte do vazio. Observando-se a imagem concluiu-se que valores de cinza inferiores a 200 representam osso e valores de cinza superiores a 200 representam vazio. A visualização de uma das fatias tomográficas transversais no formato original e segmentada é mostrada na [Figura 7](#).

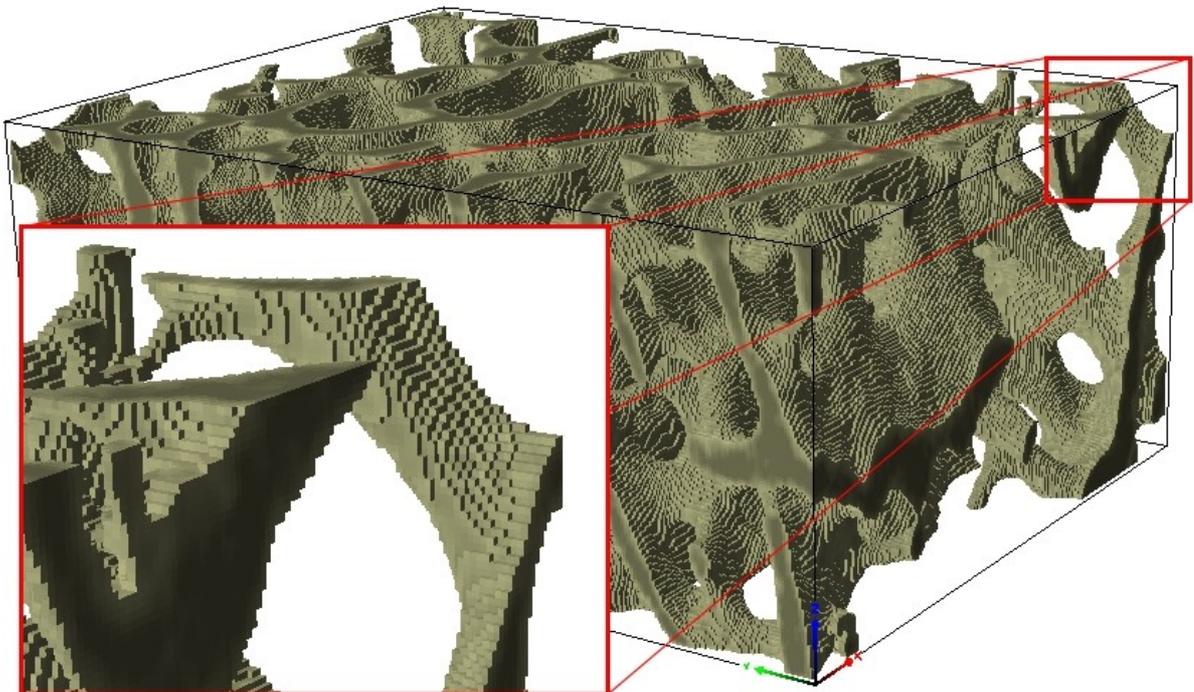


Figura 8: Sólido tridimensional da amostra.

Partindo-se do princípio que cada fatia tomográfica transversal representa uma

espessura equivalente ao tamanho do pixel da amostra de osso, cada pixel pode ser considerado como um cubo (voxel), de arestas iguais ao tamanho do pixel. Sendo assim, empilhando-se as fatias extrudadas da espessura do pixel, obtêm-se um sólido tridimensional da amostra de osso, ilustrado na [Figura 8](#).

6.1 Volumes

Observa-se do detalhe na [Figura 8](#), que o sólido é composto por um agrupamento de voxels, que representam osso. A partir dessa configuração são calculados o volume de vazios, o volume de osso e a densidade aparente.

Parâmetro	Valor
Número de voxels total da amostra	16.385.600
Número de voxels que representam osso	3.213.714
Número de voxels que representam vazios	13.171.886
Volume de um voxel	$7,36208 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3$
Volume total da amostra	$121,12372 \text{ mm}^3$
Volume de osso	$23,75604 \text{ mm}^3$
Volume de vazios	$97,36768 \text{ mm}^3$

Tabela 1: Parâmetros geométricos iniciais.

A [Tabela 1](#) mostra os valores de volumes calculados em função das dimensões do voxel, definido como um cubo de arestas iguais a 19,48 micrômetros.

6.2 Densidades

Amostra pesa um total de 43,155 mg e sendo o volume de osso de $23,75604 \text{ mm}^3$, chega-se a um valor para a densidade aparente de $1,81659 \text{ g/mm}^3$.

A densidade do pixel é calculada utilizando 10 amostras de cimento ortodôntico de volume aproximadamente igual (moldados com a mesma quantidade de material em discos de aproximadamente 7,0 mm de diâmetro por 2,0 mm de altura), mas com massas diferentes. O cimento ortodôntico é um material heterogêneo em micro escala, no entanto, as heterogeneidades do material são poucas, tanto que as imagens geradas pela micro tomografia contém, na grande maioria dos pixels, um nível de cinza, podendo as características do material serem correlacionadas a esse nível. A [Figura 9](#) ilustra uma visualização das amostras de cimento.

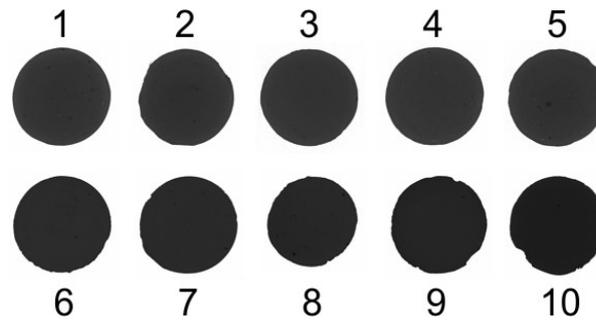


Figura 9: Amostras de cimento com densidades conhecidas.

A [Tabela 2](#) relaciona os valores das densidades para cada cimento, com os valores das escalas de cinzas medidos.

Número do cimento	Massa [mg]	Densidade [mg/mm ³]	Valor de cinza
1	142,5	1,8514	59
2	146,4	1,9020	56
3	148,2	1,9254	54
4	158,0	2,0527	51
5	158,8	2,0631	47
6	163,4	2,1229	43
7	166,8	2,1671	41
8	173,6	2,2554	39
9	176,4	2,2918	37
10	178,4	2,3178	28

Tabela 2: Parâmetros geométricos iniciais.

Uma simples aproximação linear da correlação entre os valores de densidade e os valores de cinza é mostrada na [Figura 10](#).

Essa correlação linear pode ser expressa da forma inversa como mostra a [Equação \(11 \)](#). Essa equação é aplicada a cada voxel do sólido tridimensional, ou seja, cada voxel da imagem tridimensional é associado um valor de densidade em função do valor de cinza do próprio voxel.

$$\rho_{\text{pixel}} = 2,899 - 0,01767 N_{\text{cinza}} \quad (11)$$

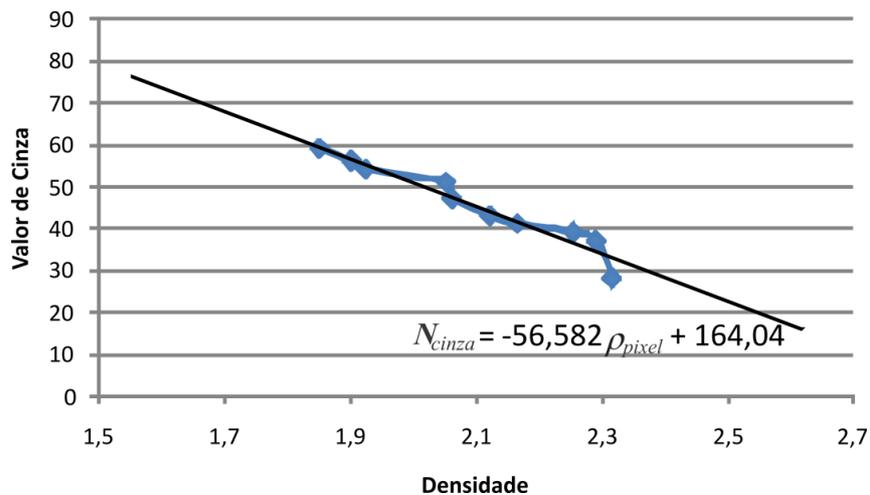


Figura 10: Correlação linear entre os valores de densidades e valores de cinza.

6.3 Anisotropia

A aplicação do MIL considerando-se toda a geometria tridimensional da amostra inicia-se com o ajuste de uma esfera dentro dos limites da amostra. A partir do centro dessa esfera, foram traçadas linhas de iguais comprimentos em diversas direções diferentes. Em seguida, o comprimento de cada uma dessas linhas é dividido pelo número de interseções que a linha faz com osso, fazendo com que a visualização dê uma ideia de uma almofada de alfinetes, Figura 6. A essa almofada de alfinetes é ajustado estatisticamente, através do método dos mínimos quadrados, a um elipsoide. Os eixos desse elipsoide definem as direções principais de anisotropia. A Figura 11 ilustra esse elipsoide.

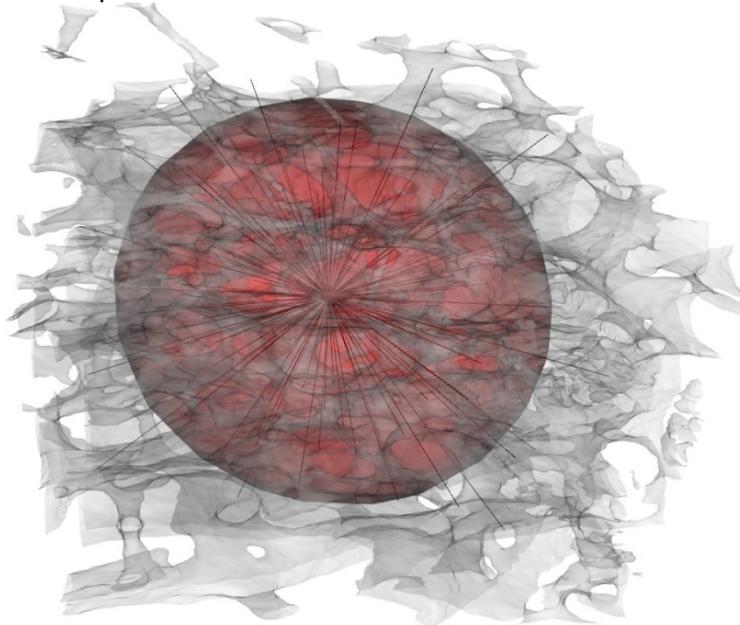


Figura 11: Elipsoide ajustado para o MIL.

O cálculo das direções anisotrópicas utilizando os momentos de inércia utiliza todo o conteúdo do sólido tridimensional, diferentemente do MIL, no qual é ajustada

uma esfera inicialmente perdendo-se assim partes da amostra. O tensor de inércia calculado é mostrado na [Equação \(12 \)](#).

$$I = \begin{bmatrix} 3,9325 \cdot 10^{10} & 2,0274 \cdot 10^{10} & 1,0809 \cdot 10^{10} \\ 2,0274 \cdot 10^{10} & 2,7850 \cdot 10^{10} & 8,6156 \cdot 10^9 \\ 1,0809 \cdot 10^{10} & 8,6156 \cdot 10^9 & 5,4878 \cdot 10^{10} \end{bmatrix} \quad (12)$$

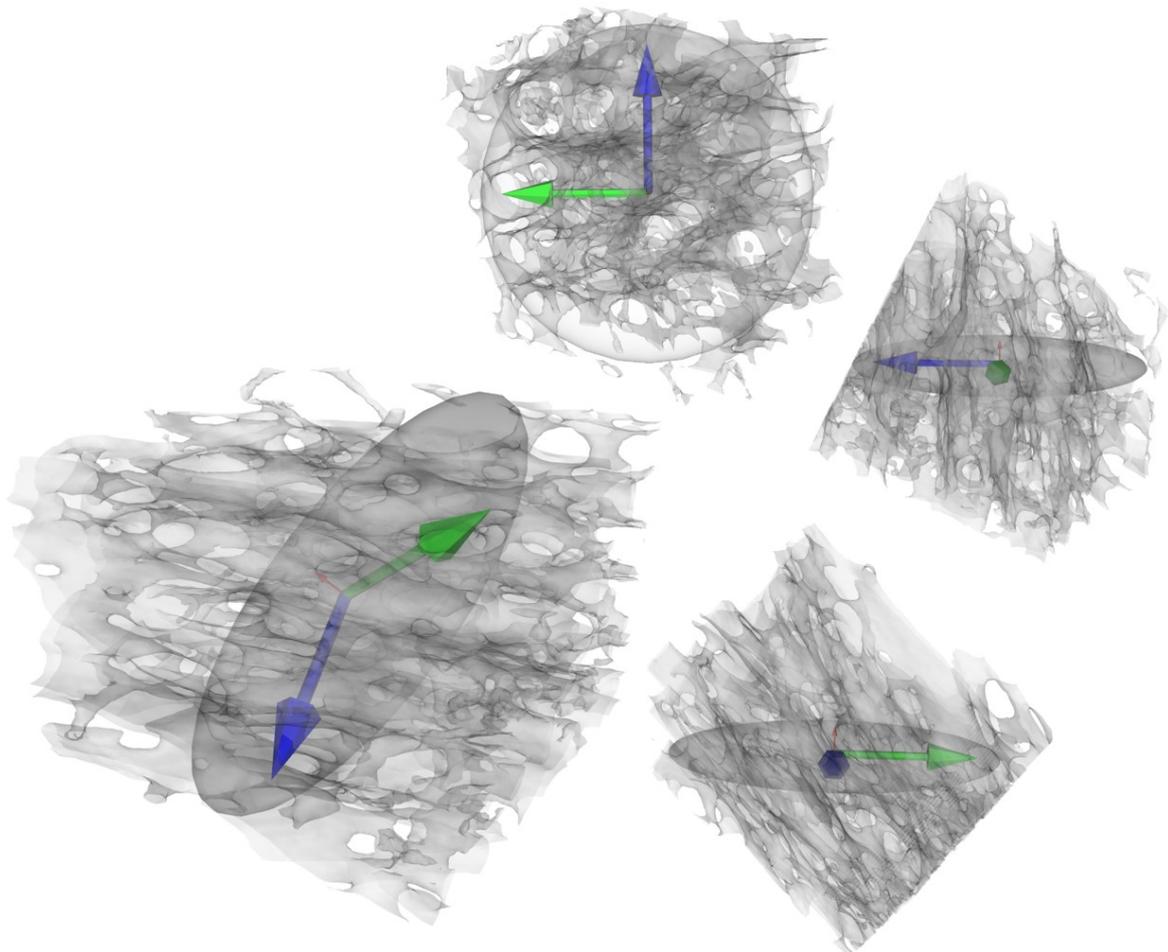


Figura 12: Eixos principais de inercia.

A partir desse tensor de inércia são calculados os autovalores e autovetores que indicam as inércias principais ($I_{principais}$) e suas direções principais ($\varphi_{principais}$), respectivamente. Os autovalores e autovetores são mostrados na [Equação \(13 \)](#) e na [Equação \(14 \)](#), nas colunas.

$$I_{principais} = \begin{bmatrix} 1,2514 \cdot 10^{10} \\ 4,0951 \cdot 10^{10} \\ 6,8587 \cdot 10^{10} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\Phi_{\text{principais}} = \begin{bmatrix} 0,6007 & -0,5715 & 0,5591 \\ -0,7994 & -0,4213 & 0,4284 \\ 0,0093 & 0,7042 & 0,7099 \end{bmatrix} \quad (14)$$

A direção da maior inércia identifica a direção com menor ocorrência de voxels que representam osso, pois em torno desse eixo a inércia é alta, sendo a direção com maior espaços entre as trabéculas. A direção da menor inércia indica a ocorrência de maior quantidade de voxels de osso, pois em torno desse eixo a inércia é baixa, sendo assim, essa é a direção principal das trabéculas, ou direção de orientação. Uma visualização dos eixos principais de inércia para essa amostra é mostrada na [Figura 12](#). O grau de anisotropia dessa amostra, calculado conforme a [Equação \(8 \)](#), foi avaliado em 81,75 %.

6.4 Dimensão fractal

A dimensão fractal consegue mensurar a irregularidade das fatias tomográficas transversais, para tal, foi calculada em todas as 154 fatias transversais da amostra. A [Figura 13](#) ilustra a variação da dimensão fractal com a altura da amostra.

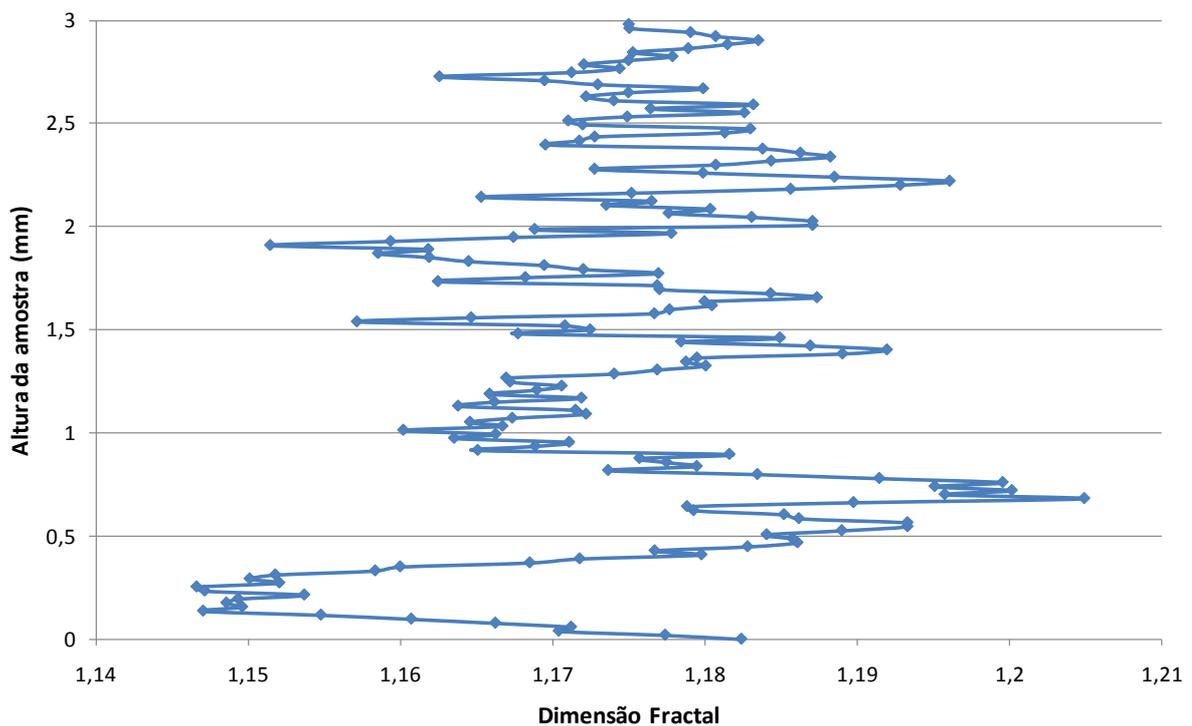


Figura 13: Variação da dimensão fractal com a altura.

Observa-se da [Figura 13](#) que a variação da irregularidade na parte mais baixa da amostra, mas próxima do centro da cabeça do fêmur, é maior, e na parte superior da amostra, mais próxima ao osso cortical, a variação da irregularidade trabecular é menor, indicando um comportamento mais regular.

7 DISCUSSÃO

O tecido ósseo possui propriedades complexas de serem mensuradas, pois variam constantemente em função da fisiologia do indivíduo. A metodologia de análise através da micro tomografia demonstrou que, em micro escala, o tecido ósseo trabecular tem propriedades variando com os pixels da imagem da fatia tomográfica transversal. Foi possível avaliar propriedades como a densidade do tecido ósseo a cada pixel, graças ao princípio de geração de imagens por micro tomografia, baseado no coeficiente de atenuação, calculado a partir da energia resultante medida pelo detector de raios X do aparelho.

A identificação das partes componentes da matriz trabecular nas fatias tomográficas transversais, trabéculas e medula óssea (considerada como vazio), assim como a própria geração dessas fatias, calculadas a uma distância igual ao tamanho do pixel uma das outras, torna possível a geração de um sólido tridimensional da amostra. Esse sólido viabilizou a caracterização da geometria irregular das trabéculas, assim como o cálculo de parâmetros como a anisotropia, identificando suas direções preferenciais de crescimento.

A transformação desses dados de micro tomografia em valores numéricos, correlacionados com propriedades previamente definidas, torna viável a obtenção de parâmetros físicos, geométricos e possivelmente mecânicos da estrutura trabecular óssea.

8 CONCLUSÕES

A aplicação do método em ossos trabeculares mostrou-se viável apesar da grande quantidade de dados e da demorada execução dos cálculos matemáticos. Essa dificuldade pode ser contornada utilizando-se modernas técnicas de computação, como por exemplo, a utilização dos processadores das placas gráficas, GPUs (Argenta, et al. 2010).

Os parâmetros avaliados neste trabalho indicaram certas características do tecido ósseo trabecular como sua densidade variável nas trabéculas, suas direções de crescimento preferenciais, direções anisotrópicas e a variação da irregularidade em função do local de retirada da amostra, identificando a complexidade dessa estrutura e a variabilidade de suas propriedades.

Esses parâmetros ainda não possibilitam uma caracterização completa do material osso, pois como a densidade varia com a unidade básica da imagem de micro tomografia (pixel), outras propriedades também poderão variar, como a quantidade de hidroxapatita (material responsável pela rigidez do osso) e as propriedades mecânicas do osso. No entanto, é possível a quantificação de fenômenos que modificam a estrutura trabecular, como o remodelamento ósseo e a osteoporose, assim como avaliar a eficiência de tratamentos de doenças ósseas.

REFERÊNCIAS

- Argenta, Marco André, Tiago Martinuzzi Buriol, Mildred Ballin Hecke, e Sergio Scheer. "Processamento baseado em GPU para cálculo de parâmetros físicos e geométricos do tecido ósseo trabecular a partir de dados de micro tomografia." *XXXI Iberian-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*, 15-18 de Novembro de 2010: Artigo proposto.
- Bilezikian, John P., Lawrence G. Raisz, e Gideon A. Rodan. *Principles of Bone Biology*. Vol. 1. San Diego: Academic Press, 2002.
- Dyson, N. A. *Radiation Physics with Applications in Medicine and Biology*. Vol. 2. Chichester: Ellis Horwood Limited, 1993.
- Feldkamp, L. A., L. C. Davis, e J. W. Kress. "Practical Cone-Beam Algorithm." *Journal of the Optical Society of America A: Image Science, and Vision*, 1984: 612-619.
- Goldstein, Herbert, Charles Poole, e John Safko. *Classical Mechanics*. Third. New York: Addison Wesley, 2000.
- Mandelbrot, B. B. "Fractal Geometry: What is it, and what does it do?" *Proceedings of the Royal Society A*, 1989: 3-16.
- Peterson, Donald R., e Joseph D. Bronzino. *Biomechanics: Principles and Applications*. London: Taylor & Francis, 2008.
- Russ, John C. *Image Processing Handbook*. Vol. 5. Taylor & Francis Group, 2006.
- Stoyan, Dietrich, e Elga Stoyan. *Fractals, Random Shapes and Point Fields: Methods of Geometrical Statistics*. John Wiley & Sons, 1994.
- Sussman, Gerald Jay, Jack Wisdom, e Meinhard E. Mayer. *Structure and Interpretation of Classical Mechanics*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 2000.
- Tabor, Zbislaw, e Eugeniusz Rokita. "Quantifying anisotropy of trabecular bone from gray-level images." *Bone*, 2007: 966-972.
- Wald, Michael J., Branimir Vasilic, Punam K. Saha, e Felix W. Wehrli. "Spatial autocorrelation and mean intercept length analysis of trabecular bone anisotropy applied to in vivo magnetic resonance imaging." *Medical Physics*, 2007: 1110-1121.
- Yi, Won-Jin, Min-Suk Heo, Sam-Sun Lee, Soon-Chul Choi, Kyung-Hoe Huh, e Seung-Pyo Lee. "Direct measurement of trabecular bone anisotropy using directional fractal dimension and principal axes of inertia." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 2007: 110-117.