

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM SAÚDE**

Carlos Eduardo Pelinson Toledo

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DOS VALORES DA DIMENSÃO FRACTAL TECIDUAL  
UTILIZANDO DIFERENTES TIPOS DE APARELHOS DE TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Juiz de Fora  
2020

Carlos Eduardo Pelinson Toledo

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DOS VALORES DA DIMENSÃO FRACTAL TECIDUAL  
UTILIZANDO DIFERENTES TIPOS DE APARELHOS DE TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial a obtenção do grau de Doutor em Saúde. Área de concentração: Saúde Brasileira

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Co-orientador: Prof. Dr. Marcio José Silva Campos

Juiz de Fora

2020

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Toledo, Carlos Eduardo Pelinson.

Avaliação da estabilidade dos valores da dimensão fractal tecidual utilizando diferentes tipos de aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico / Carlos Eduardo Pelinson Toledo.

-- 2020.

78 f. : il.

Orientador: Robert Willer Farinazzo Vitral

Coorientador: Marcio José Silva Campos

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Saúde Brasileira, 2020.

1. Densidade Óssea. 2. Tomografia Computadorizada. 3. Fractais.  
I. Vitral, Robert Willer Farinazzo, orient. II. Campos, Marcio José Silva, coorient. III. Título.

Carlos Eduardo Pelinson Toledo

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DOS VALORES DA DIMENSÃO FRACTAL  
TECIDUAL UTILIZANDO DIFERENTES TIPOS DE APARELHOS DE TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial a obtenção do grau de Doutor em Saúde. Área de concentração: Saúde Brasileira

Aprovada em: \_\_\_\_ de \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

BANCA EXAMINADORA

---

**Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral**

Orientador - UFJF

---

**Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos**

Co-orientador - UFJF

---

**Prof. Dr. Sérgio Luiz Mota Júnior**

Universidade Federal do Rio de Janeiro

---

**Prof. Dr. Marcelo Reis Fraga**

---

**Profa. Dra. Neuza Maria Souza Picorelli Assis**

Universidade Federal de Juiz de Fora

---

**Profa. Dra. Aneliese Holetz de Toledo Lourenço**

Universidade Federal de Juiz de Fora

À Viviane, minha esposa, e  
ao Caio, meu filho, pelas longas horas  
ausentes ao lado deles, em prol da  
dedicação a esta pesquisa.

## AGRADECIMENTOS

A Deus pelo dom da vida.

À Viviane, minha esposa, e ao Caio, meu filho, pelo amor, carinho e compreensão.

Aos meus pais e irmãs pelo amor e carinho.

Aos meus amigos pelo apoio.

Ao Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral pela oportunidade concedida a mim ao aceitar ser meu orientador e abrir as portas do Programa de Pós-Graduação em Saúde.

Ao co-orientador do trabalho Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos pelas correções feitas neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Roberto Sotto-Maior Fortes de Oliveira pela grande disponibilidade, incentivo e presteza em desenvolver parte desta metodologia e pelos ensinamentos em toda a minha vida acadêmica.

À Profa. Dra. Neuza Maria Souza Picorelli Assis pela disponibilidade e pelos ensinamentos em toda a minha vida acadêmica.

## RESUMO

A comparação de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com configurações de campo de visão (FOV) diferentes é relevante para entender o impacto da qualidade de imagem inerente à confiabilidade e a precisão do resultado de diagnóstico. Este estudo objetivou avaliar comparativamente os resultados das análises fractais das imagens de uma mesma estrutura, realizadas em dois tomógrafos computadorizados de feixe cônico operados com FOVs diferentes. A seleção inicial das imagens utilizadas, de dois exames de TCFC da mandíbula de um mesmo indivíduo, realizadas em dois tomógrafos distintos, foi realizada por meio do programa Radiant (RadiAnt DICOM Viewer) e exportadas no formato DICOM. As imagens selecionadas foram trabalhadas através do programa ImageJ (US National Institutes of Health), corrigindo-se os giros das imagens comparadas, e após tal realização foram feitas todas as análises fractais. Para verificação da normalidade dos dados foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk. Para comparação das análises fractais obtidas pelos dois tomógrafos testados foram aplicados os testes U de Mann-Whitney, o teste de Levene e o teste *t*. O resultado do coeficiente de correlação intraclasse foi de 0,988. A média das amostras nas três comparações (amostras do mento, amostras do forame mental e incluídas todas as amostras do mento e do forame mental) foi maior para o *scanner* 3D PreXion. O *p* valor dos testes foi de 0,000, para as três comparações, a um nível de confiança de 5%. O resultado deste estudo permite concluir que todos os testes de comparações das médias das análises fractais das imagens obtidas pelos tomógrafos i-CAT e PreXion 3D mostraram diferenças estatisticamente significativas e que foram observadas médias maiores nas análises fractais provenientes dos tomógrafos PreXion 3D.

Palavras-chave: Densidade Óssea, Tomografia Computadorizada, Fractais.

## ABSTRACT

Comparing Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) exams with different fields of view (FOV) are relevant to understand the impact of the inherent image quality on the reliability and accuracy of the diagnostic outcome. This study aimed to comparatively evaluate the results of the fractal analysis of images of the same structure taken in two cone beam computerized scanners with different FOVs. The initial selection of the images used, from two CBCT of the same individual jaw performed in two different scanners, was conducted in the Radiant program (RadiAnt DICOM Viewer) and exported to DICOM format. The selected images were processed in the ImageJ software (US National Institutes of Health), correcting the rotation of the images before conducting fractal analysis. In order to verify the normality of the data, the Shapiro-Wilk test was applied. The Mann-Whitney U, Levene and T tests were applied in order to compare the fractal analysis obtained by the two CBCT scanners. The intraclass correlation coefficient result was 0.988. The mean of the samples in the three comparisons (mentum samples, mental foramen samples and all included mentum and mental foramen samples) was higher for the PreXion 3D scanner. The p value of the tests was 0.000, for the three comparisons, at a 5% confidence level. The comparison of the fractal dimension averages of the images obtained with i-CAT and PreXion 3D scanners showed statistically significant differences, and higher averages were observed in the fractal analysis of images from PreXion 3D scanner. These results point to the need for a careful analysis of the parameters involved in the acquisition of images when results of fractal analysis resulting from different equipment are compared.

Keywords: Bone Density, X-Ray Computed Tomography, Fractals.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Representação gráfica do interior do gantry, onde o tubo de raios-X gira em torno do paciente, emitindo um feixe colimado de raios-X em forma de leque, direcionado ao anel estacionário de detectores .....	17
Figura 2	– Representação esquemática das unidades que compõem a imagem da tomografia computadorizada tradicional .....	20
Figura 3	– Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e do tomógrafo de feixe cônico (B) com a fonte e o detector de raios-X .....	24
Figura 4	– Exemplo de uma estrutura fractal construída iterativamente retratando a característica de auto-semelhança. A construção desta estrutura inicia-se com uma fita com um dado comprimento e provida de uma certa largura. A metade superior é substituída por dois galhos com metade tanto de comprimento como de largura, com os “galhos” formando sempre um mesmo ângulo .....	39
Quadro 1	– Categorização da densidade mineral óssea segundo seus valores de HU obtidos em imagens de TC .....	32
Figura 5	– Comparação i-Cat x Prexion 3D antes da correção do giro .....	46
Figura 6	– Correção do giro do eixo incisal méso-distal do elemento 41 .....	47
Figura 7	– Correção do giro do conduto radicular do elemento 41 (vista lateral) .....	47
Figura 8	– Correção do giro do conduto radicular do elemento 41 (vista frontal) .....	47
Figura 9	– Correção do giro mandibular .....	48
Figura 10	– Comparação i-Cat x Prexion 3D após a correção do giro .....	48
Figura 11	– ROI do mento no i-Cat e no Prexion 3D .....	49
Figura 12	– ROI do forame mental no i-Cat e no Prexion 3D .....	49
Figura 13	– ROI do mento no i-Cat e no Prexion 3D .....	50
Figura 14	– ROI do forame mental no i-Cat e no Prexion 3D .....	50

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1	– Estatística descritiva das análises fractais medidas .....	52
Tabela 2	– Teste de Normalidade (Shapiro-Wilk) .....	52
Tabela 3	– Teste de Amostras Independentes (teste U de Mann-Whitney) .....	53

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

3D	tridimensional
cm	centímetros
DEXA	<i>Dual-Energy X-ray Absorptiometry</i>
DF	Dimensão Fractal
DICOM	Imagem Digital e Comunicação em Medicina
DMO	Densidade Mineral Óssea
FOV	Campo de Visão
GVs	<i>Gray values</i>
HU	<i>Hounsfield unit</i> (Unidade Hounsfield)
kV	kiloVoltagem
mA	miliAmperagem
MDCT	<i>multidetector computed tomography</i>
mg	miligrama
mm	milímetros
pDEXA	<i>peripheral Dual-Energy X-ray Absorptiometry</i>
ROI	Região de Interesse
s	segundos
SD	desvio padrão
SO	superfície óssea
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
VO	volume ósseo

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>13</b>
2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA TRADICIONAL .....	13
2.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO.....	19
2.3. TECIDO ÓSSEO .....	24
<b>2.3.1. Qualidade óssea.....</b>	<b>27</b>
<b>2.3.2. Técnicas para determinação da qualidade óssea.....</b>	<b>27</b>
<b>2.3.3. Fatores que influenciam a determinação da qualidade óssea em TCFC30</b>	
2.4. FRACTAL .....	35
<b>2.4.1. Conceitos de Geometria Fractal e Análise da Dimensão Fractal .....</b>	<b>35</b>
<b>2.4.2. Métodos de cálculos da Dimensão Fractal.....</b>	<b>40</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>42</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODO .....</b>	<b>43</b>
4.1. MATERIAL.....	43
4.2. MÉTODO.....	43
<b>4.2.1. Escolha e determinação das imagens .....</b>	<b>43</b>
<b>4.2.2. Correção de giro das imagens.....</b>	<b>44</b>
<b>4.2.3. Avaliação comparativa pela análise fractal .....</b>	<b>46</b>
<b>4.2.4. Análise Estatística.....</b>	<b>49</b>
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>50</b>
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>7. CONCLUSÕES .....</b>	<b>55</b>
<b>8. REFERÊNCIAS.....</b>	<b>56</b>
<b>9. ANEXO.....</b>	<b>66</b>
ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	66
ANEXO B - Artigo Publicado .....	69

## 1. INTRODUÇÃO

Ampliação de imagem, distorção e sobreposição de estruturas são limitações comuns de técnicas de radiografias bidimensionais, reduzindo sobremaneira a qualidade e precisão do diagnóstico (ELEFTERIADIS e ATHANASIOU, 1996).

A tomografia computadorizada surgiu como uma alternativa de exame de imagem, pois permite a análise das estruturas em cortes, principalmente os tecidos mineralizados. Apresenta também alta definição e delimitação de irregularidades de maneira tridimensional, além de eliminar as sobreposições comuns em imagens bidimensionais, possuindo ótima resolução e possibilitando a reconstrução das imagens nos planos, axial, coronal, sagital e oblíquo (GARIB *et al.*, 2007).

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) tem menor custo e sua dose de radiação é significativamente mais baixa do que na tomografia computadorizada (TC) e a típica sobreposição de estruturas dentárias, visualizada em radiografias panorâmicas, não é observada (LUDLOW; DAVIES-LUDLOW; BROOKS, 2003; LUDLOW *et al.*, 2006), fornecendo assim, informações para um diagnóstico mais preciso.

A análise da qualidade óssea pode ser feita através da TC por meio dos valores de *voxel*, isto é, pelas Unidades Hounsfield (HU), que avaliam a densidade óssea das imagens (GONZÁLEZ-MARTÍN; LEE; VELTRI, 2012). As HU representam a densidade relativa dos tecidos do corpo de acordo com uma escala calibrada de níveis de cinza, baseado nos valores obtidos com o ar (-1.000 HU), a água (0 HU) e o osso cortical (SILVA *et al.*, 2012; MOLTENI, 2013).

Na TCFC, os *voxels* apresentam valores de cinza arbitrários sem calibração em HU, o que não permite uma avaliação da qualidade óssea absoluta. Devido aos valores de *voxel* da TCFC serem instáveis, o uso da análise fractal em combinação com a TCFC tem sido sugerido como uma ferramenta útil na avaliação da qualidade óssea (GONZÁLEZ-MARTÍN; LEE; VELTRI, 2012).

A análise fractal consiste em um método matemático para descrever e analisar formas complexas e padrões estruturais, sendo expressa numericamente como dimensão fractal (DF). Em geral, quanto maior for a dimensão fractal, mais complexa a forma do

objeto. O termo fractal é usado, então, para nomear uma geometria que lida com as formas auto-semelhantes. A prestabilidade e a importância da geometria fractal na análise de imagens radiográficas são justificadas pelo fato de que a auto-similaridade não pode ser facilmente verificada em imagens de objetos biológicos com uma resolução finita. Para isso, foram desenvolvidos algoritmos para quantificar as propriedades texturais de uma imagem. O osso trabecular apresenta um padrão de ramificação que tem propriedades fractais tais como auto-similaridade e ausência de escala bem definida. Devido a este fenômeno, a aplicação da geometria fractal e a medição da DF podem ser usadas para mensurar a complexidade e estrutura óssea trabecular (GERAETS e VAN DER STELT, 2000; HUA *et al.*, 2009; TORRES *et al.*, 2011; SANCHEZ-MOLINA *et al.*, 2013).

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

A comparação de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com configurações de campo de visão (FOV) diferentes é relevante para entender o impacto da qualidade de imagem inerente à confiabilidade e a precisão do resultado de diagnóstico.

### 2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA TRADICIONAL

A TC foi inicialmente delineada em 1917, por Randon, um matemático australiano, cujo legado foi a base de um modelo matemático que originou a primeira técnica tomográfica obtida cinquenta e cinco anos depois (PARKS, 2000). Este sistema, que permite visualização imediata das lesões cranianas, com baixos riscos para o paciente e sem a necessidade de internação, foi idealizado por Godfrey N. Hounsfield, engenheiro eletrônico inglês, cujo grande mérito foi a utilização do computador como elemento centralizador dos complexos mecanismos relacionados à tomografia computadorizada (ARELLANO, 2001).

A TC foi apresentada pelo engenheiro inglês Godfrey M. Hounsfield no ano de 1972 na Inglaterra, juntamente com o físico norte-americano A. M. Comark. Esta invenção recebeu o prêmio Nobel de Medicina em 1979. O primeiro aparelho de TC foi colocado no Hospital Atkinson Morley, em Londres, acomodava somente a cabeça do paciente e gastava 4,5 minutos para escanear uma fatia e mais 1,5 minuto para reconstruir a imagem no computador (BROOKS, 1993).

Comark e Hounsfield, nos anos 70, provaram que fórmulas matemáticas auxiliariam na produção de imagens com suficientes detalhes para análises do corpo humano. O ponto de partida estava na quantificação dos raios-X transmitidos através do organismo, que permitiria a obtenção de informações sobre os componentes dos tecidos, criando-se assim a TC (TAVANO e ALVAREZ, 1998).

Os aparelhos da década de noventa acomodavam o corpo todo e a reprodução de uma secção durava um segundo ou menos. Algumas máquinas reproduziam uma fatia em 0,1 a 0,5 segundo, permitindo estudos funcionais em vez de somente análises estáticas (PARKS, 2000).

O aparelho de tomografia computadorizada tradicional apresenta três componentes principais: 1) o *gantry*, no interior do qual se localizam o tubo de raios-X e um anel de detectores de radiação, constituído por cristais de cintilação; 2) a mesa, que acomoda o paciente deitado e que, durante o exame, movimenta-se em direção ao interior do *gantry* e 3) o computador, que reconstrói a imagem tomográfica a partir das informações adquiridas no *gantry*. O técnico ou operador de TC acompanha o exame pelo computador, que geralmente fica fora da sala que acomoda o *gantry* e a mesa, separado por uma parede de vidro plumbífero. Neste aparelho, a fonte de raios-X emite um feixe estreito (colimado) em forma de leque, direcionado a um anel com diversos detectores (figura 1). Durante o exame, no interior do *gantry*, o tubo de raios-X gira dentro do anel estacionário de receptores. Os sinais recebidos pelos detectores dependem da absorção dos tecidos atravessados pelo feixe radiográfico e são registrados e processados matematicamente no computador. Por meio de múltiplas projeções no curso de 360° ao redor do paciente, os receptores registram uma série de valores de atenuação dos raios-X. Estes múltiplos coeficientes de atenuação são submetidos a complexos cálculos matemáticos pelo princípio da matriz, permitindo ao computador reconstruir a imagem de uma secção do corpo humano (FREDERIKSEN, 1994; LANGLAIS; LANGLAND; NORTJÉ, 1995).

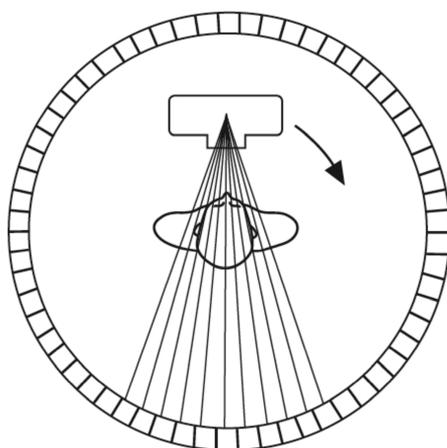


Figura 1 Fonte: GARIBI, D. G.; RAYMUNDO JR, R.; RAYMUNDO, M. V.; RAYMUNDO, D. V.; FERREIRAI, S. N. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-56, Mar/Abr 2007.

Representação gráfica do interior do *gantry*, onde o tubo de raios-X gira em torno do paciente, emitindo um feixe colimado de raios-X em forma de leque, direcionado ao anel estacionário de detectores.

O paciente é exposto a um feixe de raios-X na forma de leque que é direcionado a uma série de sensores que transformam a radiação em sinais elétricos, que passam por um processo de qualificação e gravação, originando a imagem formada por múltiplos pontos, que variam de cinza claro ao preto numa escala de 16 tons diferentes conhecida como escala Hounsfield (PAPAIZ e CARVALHO, 1998). Um feixe de raios do calibre de um lápis gira ao redor do paciente para delimitar um corte de imagem e formar pequenos blocos de tecidos (*voxels*) com valores específicos de absorção, conforme as características do tecido delimitado. Estas imagens são reconstruídas em um plano bidimensional (*pixels*) na tela do computador, onde cada *pixel* é representado por um brilho ou escala de cinza correspondente, que indica o coeficiente de atenuação linear média do tecido em questão. O coeficiente da atenuação linear média é baseado nos coeficientes da água, do ar e dos ossos (ARELLANO, 2001). Os dados numéricos em cada *pixel* são chamados de HU, os quais variam, geralmente, entre -1000 e +1000. Por convenção, a água é registrada com o número 0. O ar é registrado com o número -1000 e o osso cortical +1000. Uma limitação da tomografia computadorizada é que os dentes têm maior densidade que a cortical óssea e os materiais dentários são, em sua maioria, ainda mais densos que os dentes. Portanto, a presença de restaurações metálicas pode produzir significantes artefatos nos cortes de tomografia na região da cabeça e pescoço (PARKS, 2000).

Nas primeiras gerações de aparelhos de TC, o feixe de raios-X completava um giro em torno do paciente e, posteriormente, a mesa se movimentava para capturar a imagem em fatia da próxima região adjacente. Nos aparelhos atuais a mesa com o paciente movimenta-se simultaneamente à rotação do tubo de raios-X, determinando uma trajetória helicoidal da fonte de raios-X em torno do paciente, o que provê a denominação aos aparelhos de TC modernos: tomografia computadorizada helicoidal ou espiral (SUKOVIC, 2003). Este avanço incrementou a qualidade da imagem e reduziu o tempo de exposição do paciente. Além disso, os aparelhos modernos apresentam a tecnologia *multislice*, isto é, são capazes de adquirir de 4 a 16 fatias de imagem para cada giro de 360° do feixe de raios-X em torno do paciente (VANNIER, 2003). As vantagens clínicas dos aparelhos *multislice* referem-se à maior velocidade de aquisição da imagem, especialmente útil quando um possível movimento do paciente constitui um fator limitante para o exame, assim como melhor resolução espacial das imagens (SUKOVIC, 2003).

Genante e Boyd, em 1977, observaram que a TC proporciona bons resultados para a avaliação da densidade óssea, pois permite a quantificação do osso exclusivamente medular, que é o mais sensível às mudanças metabólicas. A composição da imagem se dá unitariamente pelo *pixel*. Cada um apresenta um número que traduz a densidade tecidual ou o seu poder de atenuação da radiação. Tais números, conhecidos como escala Hounsfield, variam de -1000 (densidade do ar) a +1000 (densidade da cortical óssea), passando pelo zero (densidade da água). Na escala Hounsfield, considera-se que a água apresenta uma densidade neutra na imagem tomográfica. Deste modo, os tecidos de maior densidade são decodificados com um número positivo pelo tomógrafo e chamados hiperdensos, enquanto os tecidos com densidade inferior à água recebem um número negativo e são denominados hipodensos. A imagem de TC ainda apresenta uma terceira dimensão, representada pela espessura do corte, denominada de *voxel*, que é a menor unidade da imagem na espessura do corte, podendo variar de 0,5 a 20mm, a depender da região do corpo a ser escaneada e da qualidade da imagem desejada. Deste modo, quando se desejam imagens muito precisas de pequenas regiões como a face, ajusta-se o aparelho para adquirir cortes de 1mm de espessura, por exemplo, e assim o *voxel* das imagens resultantes corresponderá a 1mm. Diferentemente, quando se escaneiam regiões maiores do corpo como o abdômen, as fatias, e portanto o *voxel*, deve ser mais espesso, com inevitável perda da qualidade da imagem (figura 2) (FREDERIKSEN, 1994; LANGLAIS; LANGLAND; NORTJÉ, 1995).

As imagens obtidas pela tomografia computadorizada tradicional são muito mais nítidas e ricas em detalhes que as radiografias convencionais. As análises quantitativas em TC demonstram grande acurácia e precisão (CAVALCANTI e VANNIER, 1998; CAVALCANTI, 1999; CAVALCANTI e VANNIER, 2000; CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2001; FUHRMANN, 2002; TOGASHI *et al.*, 2002). A medição da imagem é acurada quando se aproxima da dimensão real do objeto estudado. As mensurações realizadas diretamente no crânio ou na imagem em TC do mesmo crânio são absolutamente semelhantes. A precisão ou reprodutibilidade do método é confirmada diante de escassos erros na repetição das mensurações, tanto intra como inter-examinadores. A alta sensibilidade e especificidade também estão presentes na tomografia computadorizada (FUHRMANN, 1995; FUHRMANN; BÜCKER; DIEDRICH, 1995; FUHRMANN; BÜCKER; DIEDRICH, 1997a; FUHRMANN; BÜCKER; DIEDRICH, 1997b; ERICSON e KUROL, 2000). Nas análises qualitativas das imagens, os índices de falso-negativo e falso-positivo são muito baixos. A TC espiral pode evidenciar 100% dos

defeitos ósseos periodontais vestibular e lingual (FUHRMANN, 1995; FUHRMANN; BÜCKER; DIEDRICH, 1995) e das lesões de furca (FUHRMANN; BÜCKER; DIEDRICH, 1997b). Ericson e Kurol (1987) demonstraram, por meio da análise de radiografias convencionais, que 12% dos pacientes com retenção dos caninos superiores permanentes apresentavam reabsorção radicular dos dentes vizinhos, os incisivos laterais. Treze anos mais tarde, quando repetiram o mesmo estudo, porém utilizando-se da tomografia computadorizada tradicional como método de diagnóstico, constataram que, na realidade, 48% dos pacientes com erupção ectópica dos caninos apresentavam algum grau de reabsorção radicular nos incisivos laterais permanentes (ERICSON e KUROL, 2000).

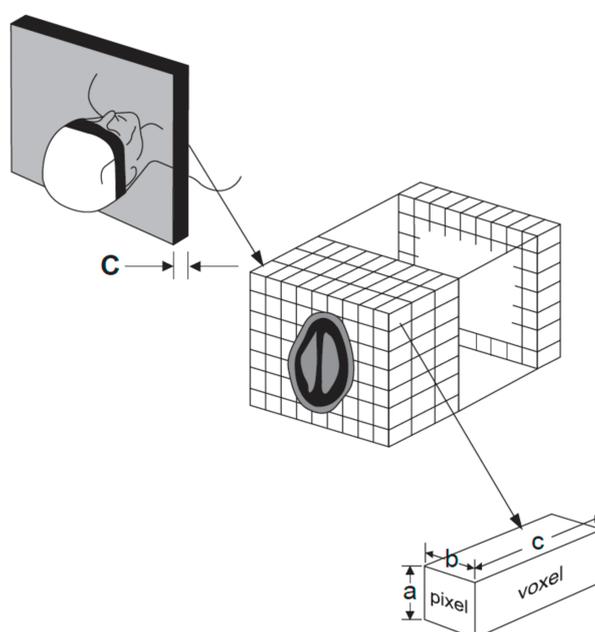


Figura 2 Fonte: FREDERIKSEN, N. L. Specialized radiographic techniques. In: GOAZ, P. W.; WHITE, S. C. **Oral radiology: principles and interpretation**. 3rd. St. Louis: Mosby, 1994. cap. 13, p. 266-90.  
Representação esquemática das unidades que compõem a imagem da tomografia computadorizada tradicional.

A boa resolução da imagem de TC deve-se ao grande poder de contraste da técnica, já que pequenas diferenças na densidade tecidual podem ser percebidas e traduzidas em 5.000 tons de cinza em cada *pixel*. Os aparelhos atuais reconhecem diferenças de densidade de menos de 0,5%, enquanto as técnicas radiográficas convencionais detectam desigualdades mínimas de 10% (PARKS, 2000). A natureza digital da TC também permite introduzir melhoras na qualidade da imagem por meio da computação gráfica. Além disto, o fator de magnificação da tomografia computadorizada é

nulo, isto é, a imagem em TC reproduz o tamanho real do objeto escaneado, diferentemente das radiografias convencionais (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2001).

A resolução espacial da imagem de TC pode ser prejudicada por um fenômeno conhecido como cálculo da média de um volume parcial. Isto ocorre quando a borda de uma estrutura inicia-se no meio de um *pixel*. Neste caso, o tom de cinza apresentado por este *pixel* equivalerá à média do coeficiente de atenuação dos raios-X, prejudicando a visualização nítida do limite de tal estrutura (PARKS, 2000). Quando o paciente apresentar metal na área avaliada, a TC tradicional também pode criar artefatos em forma de raios na imagem, como acontece na presença das restaurações dentárias metálicas (GARIB *et al.*, 2007).

A posição da cabeça pode ser padronizada tridimensionalmente durante o exame de tomografia computadorizada tradicional, utilizando-se um recurso do tomógrafo de prover linhas luminosas perpendiculares entre si. Deste modo, posiciona-se o paciente deitado na mesa com o plano de Camper perpendicular ao solo, a linha luminosa longitudinal passando pelo centro da glabella e do filtro labial e a linha luminosa transversal coincidindo com o canto lateral dos olhos. Os dentes podem ser mantidos desocluídos, para que a intercuspidação não interfira na obtenção da imagem dos dentes superiores e inferiores. A primeira imagem obtida pelo tomógrafo assemelha-se a uma telerradiografia de norma lateral e denomina-se escanograma ou *scout*. Nesta imagem, o técnico seleciona a região que será escaneada, assim como determina a inclinação dos cortes axiais. Para o exame da maxila, recomenda-se obtenção de cortes axiais, paralelos ao plano palatino ou, menos comumente, paralelos ao plano oclusal. Para o exame da mandíbula, os cortes axiais são ajustados paralelamente à base mandibular. Estas estruturas de referência não precisam estar necessariamente perpendiculares ao solo, pois o *gantry* pode sofrer inclinações para escanear o plano de corte desejado (GARIB *et al.*, 2007).

As imagens originais na tomografia computadorizada tradicional são usualmente obtidas no sentido axial. O computador é capaz de reconstruir os cortes axiais originais quando houver a necessidade de diversificar as perspectivas de avaliação, obtendo assim imagens em outros planos do espaço, como os planos coronal e sagital, sem a necessidade de expor novamente o paciente à radiação (LANGLAIS; LANGLAND;

NORTJÉ, 1995; CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2001). Este recurso presente nos *softwares* dos tomógrafos denomina-se reconstrução multiplanar. Os cortes axiais originais podem ainda ser reconstruídos em 3D e visualizados sob diferentes perspectivas. As imagens principais e de maior interesse ainda podem ser impressas em filme radiográfico e enviadas ao profissional que requisitou o exame (GARIB *et al.*, 2007).

Apesar de a TC apresentar grandes vantagens diagnósticas, ela somente não é mais utilizada na rotina odontológica por dois principais motivos: dose de radiação e alto custo (GARIB *et al.*, 2007). Indubitavelmente, a dose de radiação recebida pelo paciente durante o exame apresenta-se mais alta quando comparada às tomadas radiográficas convencionais (VISSER *et al.*, 1997; LECOMBER *et al.*, 2001).

Na Odontologia o exame de TC tradicional foi mais indicado na época em que não havia ainda disponível a TCFC, quando o exame poderia prover informações diagnósticas impossíveis ou difíceis de serem adquiridas por meio das radiografias convencionais e que, ao mesmo tempo, poderiam alterar significativamente o plano de tratamento escolhido (FLOYD; PALMER; PALMER, 1999). As principais indicações para a TC tradicional na Odontologia restringem-se aos casos de fraturas complexas da face (BROOKS, 1993; PAPAIZ e CARVALHO, 1998; PARKS, 2000), nas anomalias craniofaciais (LANGLAIS; LANGLAND; NORTJÉ, 1995), no diagnóstico e acompanhamento longitudinal de patologias dos maxilares (BROOKS, 1993; FREDERIKSEN, 1994; LANGLAIS; LANGLAND; NORTJÉ, 1995; PAPAIZ e CARVALHO, 1998; CAVALCANTI e VANNIER, 2000; CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2001), no planejamento de múltiplos implantes (FLOYD, 1999; PARKS, 2000) e no diagnóstico do grau de comprometimento radicular dos incisivos laterais em casos de erupção ectópica dos caninos superiores permanentes (SCHMUTH *et al.*, 1992; ERICSON e KUROL, 2000a; ERICSON e KUROL, 2000b; BJERKLIN e ERICSON, 2006).

## 2.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

O surgimento da tomografia computadorizada de feixe cônico representou o desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno e de custo menor, particularmente indicado para a região dentomaxilofacial. O desenvolvimento desta nova tecnologia contribuiu para a Odontologia na reprodução da imagem tridimensional dos tecidos mineralizados maxilofaciais, com mínima distorção e dose de radiação

significativamente reduzida em comparação à TC tradicional (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Os primeiros relatos sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico para uso na Odontologia ocorreram no final da década de noventa. O pioneirismo desta tecnologia pertence aos italianos Mozzo *et al.*, da Universidade de Verona, que em 1998 apresentaram os resultados preliminares de um novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas, baseado na técnica do feixe em forma de cone (*cone-beam technique*), batizado como NewTom-9000. Os autores relataram alta acurácia das imagens assim como uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TC tradicional. Anteriormente, a técnica do feixe cônico era utilizada para propósitos distintos: radioterapia, imagiologia vascular e microtomografia de pequenos espécimes com aplicabilidade biomédica ou industrial.

Um grupo de professores japoneses e finlandeses de Radiologia Odontológica apresentou em 1999 outro aparelho com tecnologia e recursos muito semelhantes ao tomógrafo italiano (ARAI *et al.*, 1999). O tomógrafo, denominado Ortho-CT, consistia do aparelho convencional de radiografia panorâmica, de origem finlandesa, Scanora, com a película radiográfica substituída por um intensificador de imagem (detector). A tecnologia foi aperfeiçoada ao longo de poucos anos, a um custo bem mais acessível em comparação à TC tradicional (GARIB *et al.*, 2007).

O aparelho de TCFC é compacto e assemelha-se ao aparelho de radiografia panorâmica. Geralmente o paciente é posicionado sentado, mas em alguns aparelhos acomoda-se o paciente deitado. Sua estrutura apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios-X, que emite um feixe em forma de cone, e um detector de raios-X (figura 3). O sistema tubo-detector realiza somente um giro de 360 graus em torno da cabeça do paciente e, geralmente a cada 1 grau, o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente, muito semelhante a uma telerradiografia, sob diferentes ângulos ou perspectivas (YAMAMOTO *et al.*, 2003; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006). Ao término do exame, essa sequência de imagens é reconstruída para gerar a imagem volumétrica em 3D, por meio de um *software* específico com um sofisticado programa de algoritmos, instalado em um computador convencional acoplado ao tomógrafo. O tempo de exame pode variar de 10 a 70 segundos (uma volta completa do sistema), porém o tempo de exposição efetiva

aos raios-X é bem menor, variando de 3 a 6 segundos (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Uma grande vantagem da TCFC é que os programas que executam a reconstrução computadorizada das imagens podem ser instalados em computadores convencionais, e não necessitam de uma *workstation* como a TC tradicional, apesar de ambas serem armazenadas na linguagem DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) (GARIB *et al.*, 2007).

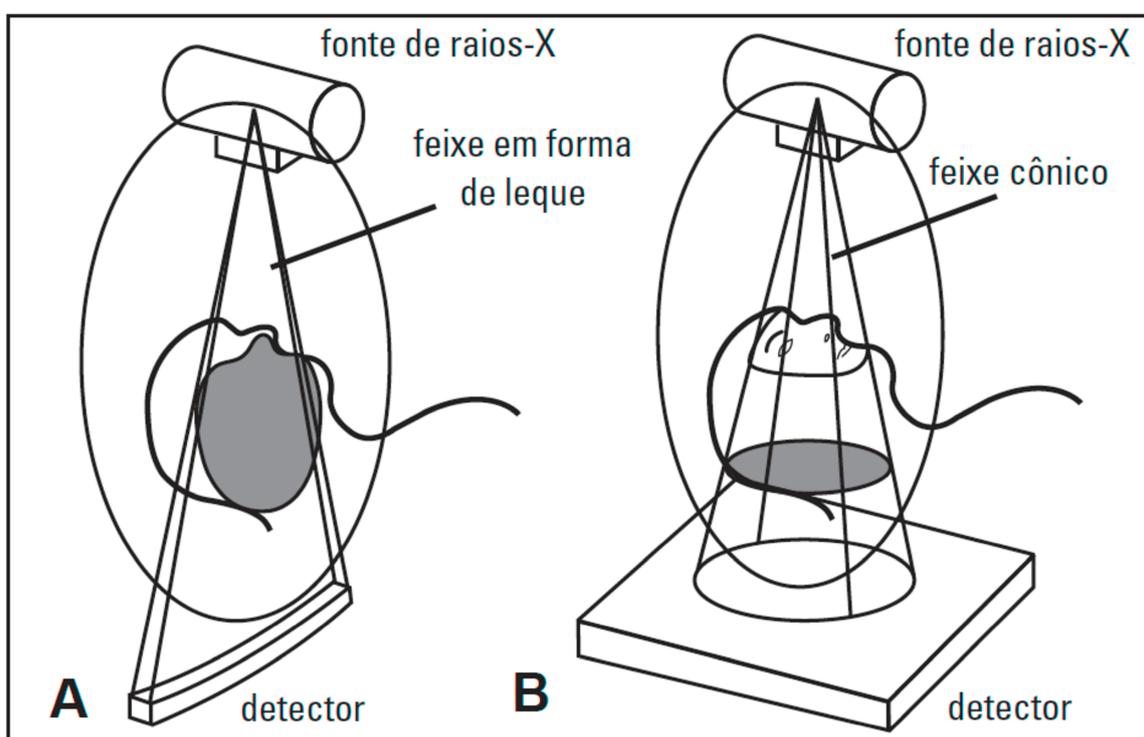


Figura 3 Fonte: SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, Supl., p. 31-6, 2003. Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e do tomógrafo de feixe cônico (B) com a fonte e o detector de raios-X.

Os programas de TCFC, do mesmo modo a TC tradicional, permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado, isto é, a visualização de imagens axiais, coronais, sagitais e oblíquas, assim como a reconstrução em 3D. Adicionalmente, o programa permite gerar imagens bidimensionais, réplicas das radiografias convencionais utilizadas na Odontologia, como a panorâmica e as telerradiografias em norma lateral e frontal (MAKI *et al.*, 2003; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Para a tecnologia dos TCFC existem 2 tipos de sensores: intensificador de imagem e o *flat panel*. A primeira geração de tomógrafos cone beam utilizava o sistema intensificador de imagem de 8 *bits*. Com a evolução dos aparelhos, o sensor *flat panel* passou a ser mais utilizado pelas vantagens que oferece, uma vez que produz imagens livres de distorções e com menor ruído, não sendo sensíveis a campos magnéticos e não precisando de calibração frequente. Atualmente os sensores *flat panel* possuem de 12 a 16 *bits*. Quanto maior a quantidade de *bits* de uma imagem, maior a quantidade de tons de cinza (BUENO *et al.*, 2007).

Os tomógrafos computadorizados de feixe cônico possuem características próprias e diferem quanto ao tipo de sensor, tamanho do campo de visão (*Field Of View* - FOV), resolução e *software*. Desta forma, pode-se classificar os tomógrafos computadorizados de feixe cônico pelo tamanho de seu FOV, sendo subdivididos em aparelhos de pequeno volume, aparelhos de grande volume e, aparelhos de grande e pequeno volume. Os aparelhos de pequeno volume possuem um FOV de até 8x8 cm. A vantagem deste modelo é poder avaliar apenas as regiões de interesse, em alta resolução, sem expor o paciente à radiação em áreas sem interesse, de forma desnecessária. Na eventual necessidade de um campo maior de imagem, dois ou mais volumes podem ser adquiridos para complementar o exame. O pequeno volume é a escolha adequada nos casos em que a alta resolução se faz necessária como a endodontia, reabsorções, implantes de alguns elementos, ATM e patologias. Aparelhos de grande volume adquirem um volume de imagem maior que 8x8 cm, geralmente 12x12 cm a 18x22 cm. Eles possuem maior dose de radiação e qualidade de imagem inferior aos de pequeno volume. Vale ressaltar que a dose de radiação é superior à de pequeno volume, porém muito inferior a TC. As tomografias de grande volume podem gerar reconstruções multiplanares com visões tridimensionais e bidimensionais, como telerradiografias lateral, frontal, axial, radiografias panorâmicas virtualmente sem distorções. Estes aspectos auxiliam especialidades em que uma grande área precisa ser analisada, como implantes múltiplos, grandes patologias, ortodontia e traumatologia. No tocante aos aparelhos de grande e pequeno volume, diferentes gerações de tomógrafos estão sendo desenvolvidas com o intuito de unificar grande e pequeno volume. A dose de radiação de um exame cone beam dependerá da marca e do modelo do aparelho, configurações de kiloVoltagem (kV), miliAmperagem (mA), tempo de exposição e abrangência do volume do exame (MOZZO *et al.*, 1998; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; BUENO *et al.*, 2007).

A TCFC usa um detector retangular ou redondo, que permite uma única rotação do *gantry* para gerar uma varredura de toda a região de interesse (ROI). O FOV determinado pela área de interesse é principalmente dependente do tamanho do detector, geometria do feixe de projeção e colimação selecionada quando disponíveis. As imagens primárias capturadas durante uma varredura TCFC são compostas por uma sequência de projeções de imagens bidimensionais que são conhecidas como projeção de dados, dados brutos, projeções de base ou quadros de base. Projeção de dados geralmente não são vistas diretamente, exceto em algumas circunstâncias, como auxiliares para o posicionamento do paciente, para calibrações técnicas e para fins de ajustes. Projeção de dados são rapidamente reconstruídas em que constitui o resultado real da TCFC - conjunto de dados volumétricos - e nunca são usadas como um formato de exibição. O número de imagens que inclui a projeção do conjunto de dados varia, dependendo do sistema, e este número é determinado tanto pelo número de quadros quanto pelo ciclo de exposição. Quanto maior o número de quadros, mais informações disponíveis para construir a imagem e o sinal do ruído de fatias individuais também é diminuído. Nas unidades que TCFC tem um gerador de impulso, o número de projeção de imagens obtidas correspondem à exposição de radiação para o paciente. O número de reconstruções varia dependendo dos parâmetros de aquisição (tamanho do *voxel*, FOV, número de projeções), *hardware* (velocidade de processamento, transferência de dados a partir de algoritmos de aquisição) e *software* (algoritmos de reconstrução) utilizados. A reconstrução deve ser realizada em um tempo aceitável (menos de 5 minutos) para contemplar o fluxo de pacientes (FARMAN e SCARFE, 2009).

Os cortes axiais são selecionados pelo operador em uma visão lateral da cabeça, semelhante ao *scout*, e são considerados reconstruções primárias ou diretas. Cada corte contíguo pode apresentar uma espessura mínima inferior a 1 mm. A partir do corte axial, obtêm-se as reconstruções secundárias, incluindo as reconstruções coronais, sagitais, os cortes perpendiculares ao contorno dos arcos dentários (ortorradiais ou trans-axiais), as reconstruções em 3D e as imagens convencionais bidimensionais. Sobre todas essas imagens, o *software* ainda permite a realização de mensurações digitais lineares e angulares, assim como colorir estruturas de interesse como o canal mandibular (GARIB *et al.*, 2007).

O volume total da área escaneada apresenta um formato cilíndrico, de tamanho variável, de acordo com a marca do aparelho, e compõe-se unitariamente pelo *voxel*. Na

TCFC, o *voxel* é isométrico, ou seja, apresenta altura, largura e profundidade de iguais dimensões (FARMAN e SCARFE, 2006). Cada lado do *voxel* apresenta dimensão submilimétrica (menor que 1 mm, geralmente de 0,119 a 0,4 mm) e, portanto, a imagem de TC apresenta muito boa resolução. Por esta razão, os poucos estudos na área de validação da TC volumétrica para análises qualitativas e quantitativas mostraram uma alta acurácia da imagem (MOZZO *et al.*, 1998; KOBAYASHI *et al.*, 2004; HILGERS *et al.*, 2005; MARMULLA *et al.*, 2005; MISCH; YI; SARMENT, 2006), além de boa nitidez. A imagem da TCFC diferencia esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar (HASHIMOTO, 2003). Os artefatos produzidos por restaurações metálicas são bem menos significantes que na TC tradicional (HOLBERG *et al.*, 2005).

A dose de radiação real da TCFC varia de acordo com a marca comercial do aparelho e com as especificações técnicas selecionadas durante a tomada, tais como, FOV, tempo de exposição, mA e kV (LUDLOW *et al.*, 2006). Porém, de um modo geral, ela mostra-se significativamente reduzida em comparação à tomografia computadorizada tradicional (MOZZO *et al.*, 1998; SCHULZE *et al.*, 2004; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006). A dose de radiação da TCFC, quando comparada às radiografias convencionais, apresenta-se similar à do exame periapical da boca toda (HATCHER e ABOUDARA, 2004) ou equivale a aproximadamente 4 a 15 vezes a dose de uma radiografia panorâmica (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

De outra forma, em comparação a uma radiografia convencional, o potencial do exame de tomografia computadorizada em prover informações complementares é muito superior. Com um exame de TCFC, complementarmente podem-se obter reconstruções de todas as tomadas radiográficas convencionais odontológicas (panorâmica, PA, telerradiografia em norma lateral, periapicais, *bite-wings* e oclusais) somadas às informações ímpares fornecidas pelas reconstruções multiplanares e em 3D. As imagens podem também ser enviadas para prototipagem, obtendo-se um modelo da região escaneada em material siliconado (GARIB *et al.*, 2007).

### 2.3. TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é um composto altamente ordenado de matriz orgânica e mineral inorgânico. A matriz óssea, chamada osteóide antes da mineralização, é um conjunto de fibras colágenas embebidas em substância fundamental. Este tecido é uma importante

reserva mineral que tem como função o suporte, a proteção e a locomoção do corpo humano. Seu metabolismo é controlado sistemicamente por meio de hormônios e por influência direta das forças mecânicas e piezoelétricas, capazes de regenerar defeitos ósseos locais. É constituído por cerca de 65% de matriz mineral (hidroxiapatita), 25% de matriz orgânica (proteínas) e 10% de água. A fase orgânica é constituída principalmente por colágeno, proteoglicanos de pequeno peso molecular e proteínas não colágenas. Seu arranjo macroscópico é caracterizado por uma densa camada externa de osso compacto que envolve um interstício medular (ROBERTS e GARETTO, 2006).

O tecido ósseo apresenta dois tipos macroscópicos, osso compacto e o osso trabecular ou esponjoso. O primeiro, também chamado de osso cortical, se encontra na periferia dos ossos e corresponde a aproximadamente 80% de toda massa esquelética. Por sua vez o tecido ósseo trabecular possui uma rede de trabéculas e espaços intercomunicantes, de localização mais central, denominada cavidade medular, que abriga a medula óssea e corresponde a 20% da massa esquelética. A proporção do osso cortical e trabecular varia nos diferentes ossos do esqueleto. O osso trabecular, mais concentrado nas vértebras, pélvis e outros ossos chatos. O cortical cobre o trabecular e ocupa a maior parte redonda e larga dos ossos longos. O osso trabecular é metabolicamente mais ativo que o osso cortical provavelmente por sua proporção volume-superfície (VAANANEN, 1993; LEMOS *et al.*, 1994).

Para manter a estrutura óssea normal é necessária uma quantidade suficiente de proteínas e minerais e três diferentes tipos de células relacionadas com o metabolismo ósseo: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. Os osteoblastos estão relacionados com a osteogênese, e estão localizados, geralmente, em duas áreas próximas à superfície óssea, endóstio e perióstio, nas quais depositam a matriz. Quando os osteoblastos tornam-se envolvidos por matriz secretada, eles transformam-se em osteócitos, que se comunicam entre si através de uma fina rede de canalículos por entre a matriz. Por sua vez, os osteoclastos pertencem à família de células gigantes especializadas em quebrar a matriz óssea. Na ativação da reabsorção osteoclástica ocorre a aderência na superfície óssea e produção de lacunas, estas chamadas lacunas de *Howship*. Os osteoclastos são móveis e possibilitam a formação de ranhuras na superfície óssea (VAANANEN, 1993; ROBERTS e GARETTO, 2006).

As superfícies externas e internas dos ossos são revestidas respectivamente pelo perióstio e endóstio. O perióstio constitui uma membrana de grande importância para a integridade dos ossos e apresenta região periférica de tecido fibroso denso e, internamente, a medula óssea, que é vascularizada e contém fibroblastos e osteoblastos com função de nutrição e produção óssea. Em diversos processos patológicos nos quais há enfraquecimento ou perda óssea cortical, o perióstio responde com neoformação óssea subperiosteal de formas diferentes, configurando a reação periosteal. O endóstio reveste internamente o osso compacto e se confronta com a cavidade medular e as trabéculas do osso esponjoso são apenas uma camada unicelular espessa e consiste em células osteoprogenitoras, que podem se diferenciar em células produtoras de matriz óssea, osteoblastos e células de revestimento ósseo (LEMOS *et al.*, 1994).

A matriz orgânica fornece suporte estrutural para o esqueleto e, por meio da ação coordenada dos osteoblastos e osteoclastos, serve como reservatório de íons e fatores de crescimento que podem ser liberados conforme a demanda metabólica (COTRAN; KUMAR; COLLINS, 2000). A fase inorgânica da matriz óssea, também conhecida como fase mineral do osso, é composta principalmente por cálcio, fosfato e, em menor quantidade, bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato. O cálcio e o fósforo são encontrados na forma de cristais de hidroxiapatita, que têm forma alongada e hexagonal e são ligados às fibras colágenas, estando distribuídas na substância fundamental amorfa. A dureza do tecido ósseo resulta portanto do arranjo peculiar entre hidroxiapatita e colágeno. Em virtude do seu conteúdo mineral, o osso serve como local de armazenamento para cálcio e fosfato. Estes podem ser mobilizados da matriz óssea e captados pelo sangue, quando há necessidade, para manter os níveis apropriados em todo o organismo. Dessa maneira, além de ter função de suporte e de proteção, o osso desempenha um importante papel secundário na regulação homeostática de níveis sanguíneos de cálcio (COTRAN; KUMAR; COLLINS, 2000; ROSS e PAWLINA, 2006).

Para manter adequadamente a homeostasia mineral do osso, o esqueleto é continuamente destruído e reconstruído, por um processo denominado remodelação ou remanejamento ósseo, que acontece durante toda a vida. Este mecanismo é responsável pela reposição do osso imaturo, danificado ou velho por novo osso lamelar. O crescimento e a remodelação são obtidos através de reabsorção e neoformação, processos esses mais evidentes e intensos durante o crescimento (WATTS, 1999). O processo de remodelação atinge seu auge entre 30 e 40 anos, quando se estabelece o equilíbrio entre

as taxas de reabsorção e neoformação óssea, observando-se a partir daí, predomínio progressivo de reabsorção óssea (LEMOS *et al.*, 1994; MUNDY, 1999).

O esqueleto tem funções mecânicas e dinâmicas fundamentais no corpo. Estas funções são responsáveis pela sustentação da massa corporal, proteção das solicitações externas, locomoção, além de repositores de cálcio e de células. Pode-se considerar o esqueleto com um sistema mecânico que suporta cargas e é submetido a um conjunto complexo de forças que causam deformações em suas partes. Algumas características ósseas como densidade e resistência mecânica são importantes para avaliação do tecido ósseo (LIND *et al.*, 2001).

Vários fatores, incluindo o turnover ósseo, a microarquitetura óssea, a mineralização, os pequenos danos ao tecido ósseo e a estrutura colagenosa e mineral contribuem para a força do osso, demonstrando a natureza multifatorial da força óssea (FRIEDMAN, 2006). Além das propriedades mecânicas e dos marcadores bioquímicos de turnover ósseo, na avaliação da qualidade óssea deverá ser considerada também a densidade óssea.

### **2.3.1. Qualidade óssea**

A qualidade óssea é um termo que se refere a propriedades mecânicas, arquitetura, grau de mineralização da matriz óssea, química e estrutura dos cristais minerais, tão bem como as propriedades de remodelação do osso (SHAPURIAN *et al.*, 2006). Ossos esponjosos são 50 a 80% mais fracos que os mais densos. A região anterior da mandíbula possui maior densidade óssea do que a da maxila. A região posterior da mandíbula tem densidade óssea menor do que a região anterior. A menor densidade mineral bucal está na área posterior da maxila (MISCH, 2007).

### **2.3.2. Técnicas para determinação da qualidade óssea**

Diferentes métodos têm sido empregados no estudo do padrão do tecido ósseo na cavidade oral, tais como medidas densitométricas através de radiografias periapicais e panorâmicas. Assim como métodos mais avançados como a absorciometria (DEXA), a tomografia computadorizada tradicional e a tomografia computadorizada de feixe cônico também tem sido utilizadas (LINDH; OBRANT; PETERSSON, 2004).

Misch (2007) classificou 5 grupos de densidade óssea, independente da região da arcada dentária, baseado em características macroscópicas da cortical e do trabeculado ósseo. A descrição macroscópica da densidade óssea, segundo a citada classificação, para o osso D1 é primeiramente um osso cortical denso. O osso D2 vai do denso ao cortical poroso na crista e dentro do osso trabecular grosseiro. O D3 possui uma crista cortical porosa mais fina e osso trabecular delgado. O D4 quase não possui osso cortical na crista e o osso trabecular delgado compõe quase todo o volume do osso. Um osso muito macio, com mineralização incompleta, pode ser observado no D5, geralmente descrito como a de um osso imaturo. A densidade óssea pode ser determinada pelo senso tátil durante procedimentos cirúrgicos, localização geral ou avaliação radiológica.

A densidade óssea pode ser estimada através da avaliação por radiografias dentais convencionais como periapicais e panorâmicas, além de estudos laterais cefalométricos (MCGIVNEY *et al.*, 1968). Entretanto, as radiografias periapicais e panorâmica não são ideais para determinar a densidade óssea porque as placas corticais laterais obscurecem a densidade do osso trabecular. Além disso, as mudanças mais súbitas do osso de densidade D2 para o osso de densidade D3 não podem ser quantificadas nestas radiografias (MISCH, 2007).

De acordo com Oliveira *et al.* (2006), estudos que utilizaram aparelhos de raios X odontológicos discutem sobre possíveis variações no tempo de exposição, kV e mA em diferentes tomadas radiográficas, mesmo quando realizadas em um mesmo aparelho com as mesmas calibrações, o que pode afetar os resultados finais da densidade óssea.

A *Dual-Energy X-ray Absorptiometry* (DEXA) e a *peripheral Dual-Energy X-ray Absorptiometry* (pDEXA) são as técnicas mais empregadas para a avaliação da densidade mineral óssea (DMO), principalmente em virtude da baixa radiação, alta precisão, boa sensibilidade, especificidade e capacidade de avaliar tanto ossos do esqueleto axial quanto apendicular, fornecendo valores absolutos de DMO por unidade de área projetada, em g/cm<sup>2</sup>. Os dois feixes de energia são emitidos a partir de uma fonte de raios X, possibilitando a correção da atenuação produzida pelos tecidos moles (gordura, água, músculos, órgãos viscerais), os quais atenuam a energia de forma diferente do tecido ósseo (BOUXSEIN, 2005).

Diversos estudos relataram a potencial aplicação dos parâmetros da estrutura óssea comumente utilizados em microscopia e micro-TC. Embora as evidências relativas a precisão e a estabilidade desses parâmetros ainda sejam limitadas, alguns parâmetros mostraram potencial para aplicações clínicas. De Oliveira *et al.* em 2015 identificaram quatro características da microarquitetura do tecido ósseo por micro-TC em sítios ósseos de implantes dentários, que podem ser aplicáveis na avaliação clínica da qualidade óssea, incluindo (1) arquitetura óssea trabecular 3D, (2) relação superfície óssea (SO) / volume ósseo (VO) expressando densidade óssea, (3) volume ou quantidade de osso e (4) espaçamento entre trabéculas e espaços de medula óssea. Para estimar a quantidade e a dispersão do osso dentro de uma região óssea, utiliza-se o VO e a SO, normalizados para o volume total da região de interesse. Estes parâmetros são complementares, por exemplo, um pedaço homogêneo de osso terá um VO alto mas um baixo valor de SO, uma vez que apenas a superfície exterior contribui para o SO, enquanto que uma rede de osso trabecular terá um valor SO relativamente mais elevado para um dado VO. VO e SO são facilmente interpretáveis e estão entre os parâmetros ósseos alternativos mais viáveis para medir imagens de TCFC. Ainda assim, quando comparados com os padrões ouro de alta resolução, como micro-TC e histologia, as imagens de TCFC são muito mais embaçadas, levando a uma superestimação consistente do VO devido à média parcial do volume e uma subestimação do SO devido à perda de estruturas finas. Além disso, a relevância clínica da VO e da SO é limitada, pois não refletem a verdadeira estrutura óssea (PAUWELS *et al.*, 2015b).

A tomografia computadorizada produz imagens axiais da anatomia do paciente, perpendicular ao longo eixo do corpo. Cada imagem axial de tomografia computadorizada tem 260.000 *pixels*, e cada *pixel* tem um valor de HU relacionado à densidade dos tecidos. Em geral, quanto maior o valor na TC, mais denso é o tecido. A classificação da densidade óssea segundo Misch, 2007, pode ser avaliada nas imagens de TC pela correlação com as Unidades Hounsfield (quadro 1).

Por sua vez, a análise fractal é um método que tem sido utilizado para avaliar e quantificar a estrutura trabecular óssea para a detecção de mudanças ósseas associadas com patologias periapicais (CHEN *et al.*, 2005), doença periodontal (UPDIKE e NOWZARI, 2008), cirurgia óssea, diagnóstico da osteoporose ou câncer de mama (BAKSI e FIDLER, 2011) e doenças sistêmicas (ERGUN *et al.*, 2009). Vários métodos para calcular a DF foram propostos, como o método de contar caixas sendo o mais frequentemente usado na Radiologia Odontológica (CHEN *et al.*, 2005).

Tipo ósseo e valores de densidade mineral óssea em HU	
Osso tipo D1	> 1.250 HU
Osso tipo D2	de 850 a 1.250 HU
Osso tipo D3	de 350 a 850 HU
Osso tipo D4	de 150 a 350 HU
Osso tipo D5	< 150 HU

Quadro 1 Fonte: MISCH, C. E. **Prótese sobre implantes**. Editora Santos: São Paulo, 2007. Categorização da densidade mineral óssea segundo seus valores de HU obtidos em imagens de TC.

### 2.3.3. Fatores que influenciam a determinação da qualidade óssea em TCFC

Não existe um consenso sobre a definição da qualidade óssea, mas, em geral, abrange múltiplos aspectos da fisiologia óssea, o grau de mineralização, a morfologia e o tipo de padrão trabecular. Ao avaliar ou classificar a densidade do osso, os valores de cinza quantitativos (GVs) obtidos a partir de imagens de TC são quantificados como unidades Hounsfield. Isto implica que, para cada *voxel* de imagem, um valor unitário de Hounsfield baseado no material dentro daquele *voxel* precisa ser determinado durante a reconstrução da imagem. Unidades Hounsfield são definidas como transformações lineares dos coeficientes de atenuação de raios X medidos de um material com referência à água (PAUWELS *et al.*, 2015c).

O uso de medidas de densidade óssea utilizando o TCFC para aplicações clínicas é uma tarefa precisa, exigindo alta estabilidade e confiabilidade dos GVs e uma correlação consistente entre GV e densidade. Várias questões estão associadas ao uso de valores unitários de Hounsfield na TCFC. Estas questões relacionam-se com a geometria de TCFC de campo limitado, princípios básicos de física de radiação e os pressupostos e limitações dos algoritmos de reconstrução usados (PAUWELS *et al.*, 2015c).

A geometria do feixe em leque na TC permite que a radiação secundária seja oriunda de apenas uma fatia fina de volume do tecido, enquanto na TCFC, o formato do feixe em cone expande a radiação secundária abrangendo todo o volume. Isto degrada a imagem e promove imprecisão nos cálculos dos valores de HU (GOODSITT *et al.*, 2006;

ORTH; MICHAEL; WALLACE, 2008; MAH; REEVES; MCDAVID, 2010). O ângulo do cone também contribui para a formação de maior dispersão do feixe primário, principalmente por este tornar-se mais divergente na periferia. A angulação do cone favorece o aparecimento de artefatos, os quais também interferem na degradação da imagem e conseqüentemente na obtenção dos valores de HU (SIEWERDSEN e JAFFRAY, 2001). A aplicabilidade da HU na TCFC é avaliada em condições “perfeitas”, com a região avaliada centrada no FOV. No entanto a uniformidade dos GVs no plano axial é uma das principais questões associadas à geometria limitada do feixe cônico do FOV, e grandes diferenças entre os GVs centrais e periféricos podem ocorrer (PAUWELS *et al.*, 2015c).

Katsumata *et al.* (2007) analisaram a influência dos artefatos nos dados de projeção relacionados com a descontinuidade da imagem em tomografia de feixe cônico. As amostras utilizadas foram posicionadas em um recipiente com água distribuídas da seguinte maneira: uma mandíbula e uma vértebra, uma mandíbula, uma hemi-mandíbula e uma vértebra, e uma hemi-mandíbula. Dois tomógrafos de feixe cônico foram utilizados, o 3DX Accuitomo II e o GE 3 DX FPD, que apresentam sensores diferentes. Também foi utilizada uma TC no experimento. O valor médio dos coeficientes de HU foi medido em cada corte axial nas regiões de interesse (ROI) na TC. As imagens foram transformadas em uma escala de cinza utilizando-se o *software* Adobe Photoshop, o que permitiu que os tamanhos dos *pixels* fossem equivalentes. Após, foram comparados os valores de cinza com o HU das imagens. Os resultados mostraram que os efeitos dos artefatos aumentaram à medida que mais objetos foram colocados fora da área do FOV. O tomógrafo que registrou um menor número de artefatos apresentados foi o GE 3 DX FPD. O tomógrafo utilizando detector de superfície resultou em menos artefatos que o tomógrafo usando um intensificador de imagem. Na imagem de TCFC, estruturas de tecido duro fora do local da imagem reconstruída causam a descontinuidade na projeção de dados. Os efeitos resultantes afetam a fidelidade da imagem e podem ser caracterizados com áreas de variável densidade. Este fenômeno é descrito como artefato de banda radiante e se localiza perto da borda do FOV, é causado pela saturação do sistema de detector como um intensificador de imagem. Este artefato pode aparecer como um defeito ou deformidade da imagem. Com a TC, os valores de absorção dos raios X no tecido podem ser acuradamente medidos com a escala Hounsfield padrão. Em sistemas de TCFC designados com grande volume do FOV, grande tamanho de detectores e uma alta energia dos raios X, a influência dos artefatos em relação à TCFC de limitado volume pode ser pequena e a aplicação da HU é possível. Em imagens de

TCFC de limitado volume, com rotação de 360° para aquisição de dados, inevitavelmente o feixe de raios X passa através de tecidos duros fora do FOV. A projeção de dados descontínuos causados por esta sobreposição pode afetar a densidade das imagens.

As propriedades dos aparelhos de TCFC são baixa kV e mA, grande dispersão da radiação, limitada área de detectores de raios X e geometria do feixe de raios X em forma de cone (SIEWERDSEN e JAFFRAY, 2001; ORTH; MICHAEL; WALLACE, 2008; MAH; REEVES; MCDAVID, 2010; NACKAERTS *et al.*, 2011; SCARFE *et al.*, 2012). A baixa kV proporciona um menor comprimento de onda dos raios X, uma menor energia de aceleração dos elétrons, um menor poder de penetração do feixe de radiação e consequentemente uma menor qualidade do feixe de radiação. A baixa mA faz com que o número de elétrons disponíveis seja menor. A dispersão ou espalhamento é a radiação de baixa energia gerada no paciente durante a aquisição das imagens não imputáveis ao feixe primário. Desta forma, esta radiação de baixa energia sensibiliza de maneira ineficiente os detectores, provocando uma degradação da imagem e, consequentemente, erros no cálculo dos valores de HU. Na obtenção do cálculo dos valores de HU, é importante que se tenham fótons com alta energia e em número suficiente para atravessar o objeto com a menor formação de radiação secundária. Ao contrário da TCFC, a TC apresenta um valor de kV e mA mais alto (GOODSITT *et al.*, 2006; ORTH; MICHAEL; WALLACE, 2008; MAH; REEVES; MCDAVID, 2010).

Diversos estudos, descritos abaixo, avaliaram a relação entre os valores de cinza (*voxel*) da TCFC e HU. Parsa *et al.*, em 2012, ao avaliarem a confiabilidade das medidas do valores de cinza (*voxel*) na TCFC, usando as HU derivadas de TC *multislice* como referência clínica, concluíram que os valores de cinza da TCFC desviam-se das unidades HU reais, apesar de existir uma forte correlação linear que pode permitir derivar unidades HU reais da TCFC usando modelos de regressão linear.

Em um estudo comparativo *in vitro* entre TCFC e TC *multislice*, Cassetta *et al.*, em 2014, encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os valores de cinza (TCFC) e as HU (TC *multislice*). Entretanto, encontraram que os coeficientes de correlação de Pearson e *r* de Pearson demonstraram uma correlação linear estatisticamente significativa entre os mesmos valores.

Patrick *et al.*, em 2017, ao comparar o valor de cinza e o valor de HU de estruturas hipodensas e hiperdensas na TCFC e TC *multislice*, respectivamente, encontraram que os valores de cinza para estruturas hipodensas em TCFC de grande volume assemelhava-se aos valores de HU. Entretanto, diferença estatisticamente significativa nos valores de cinza para todas as estruturas hiperdensas na TCFC quando comparado aos valores de HU das TC *multislice*.

Vários estudos mostraram mudanças nos GVs devido à quantidade de massa dentro do FOV, bem como um efeito de objetos fora dele. Bryant *et al.* (2008) mostraram o efeito da massa total em uma fatia e da presença de uma massa assimétrica fora do FOV, embora a central (aproximadamente 70%) do FOV (de grande diâmetro) apresentasse GV estáveis para o modelo de TCFC avaliado. Nomura *et al.* (2013) mostraram grandes diferenças de GVs ao usar água e ar como materiais de base, com linhas de regressão de densidade GV também inclinadas de forma diferente.

Pauwels *et al.* (2013) mostraram uma baixa correlação unitária GV-Hounsfield para certas TCFCs de FOV pequeno ao escanear ar, polimetilmetacrilato e hidroxiapatita separadamente. Isso ocorreu devido ao deslocamento do histograma, que é uma técnica de reconstrução que otimiza o contraste da imagem, atribuindo GVs dependendo da quantidade e distribuição das densidades dentro do FOV. A presença de um objeto de alta densidade deslocará os GVs para a esquerda do histograma, isto é, GVs mais baixos.

A presença de uma massa assimétrica fora do FOV pode afetar o GV numérico, além de induzir um efeito de sombreamento. Katsumata *et al.* (2007) mostraram que a presença de objetos fora do FOV pode deslocar GVs em até 10%, mesmo depois que os GVs foram normalizados aos do osso para obter uma estimativa da densidade relativa. Nomura *et al.* (2013) demonstraram um deslocamento mais leve de GV devido à presença de tecido duro (6 GV; máximo 9 GV) e metal dentro (15 GV; máximo 30 GV) e fora (13 GV; máximo 28 GV) do FOV.

Diferenças no GV devido ao tamanho do FOV, além de possíveis diferenças na dispersão e na reconstrução, podem ser atribuídas à quantidade variável de endo e exo-massa para os FOVs de pequeno e grande diâmetro. Katsumata *et al.* (2009) mostraram GV inconsistentes entre diferentes FOVs, com diferenças de até 374 GV. Eles mostraram

uma variabilidade GV reduzida para FOVs maiores. Por outro lado, Molteni em 2013 notou artefatos reduzidos para FOVs menores.

Yoo e Yin (2006) mencionaram que os valores de HU em TCFC não são válidos devido à dispersão dos raios X e aos artefatos, portanto, correlacionar a DMO com os valores de HU em TCFC não é o método ideal. Além disso, a dispersão e os artefatos em TCFC são piores ao redor dos tecidos não homogêneos com redução nos valores de HU acima de 200. Foi constatado que a HU em TCFC não é um método correto para avaliar a qualidade óssea. O endurecimento do feixe de raios X é um fenômeno resultante do aumento da média de energia do feixe quando este passa através de um objeto. Devido a este fenômeno, a HU de certas estruturas como o tecido mole e osso se alteram. Isto confirma que a utilização da TCFC para avaliação da qualidade óssea não é acurada ou confiável devido à falta de padronização dos parâmetros, necessitando de outros métodos para aferir a qualidade óssea.

A imagem volumétrica proporciona uma oportunidade para medir a densidade óssea sem a interferência de tecidos adjacentes que ocorre nas radiografias. A TC tradicional é bem calibrada e pode descrever a reprodutibilidade da densidade interna em HU. Entretanto, quando se mede densidade de tecidos em aparelhos de baixo volume (TCFC), existe uma grande variação nestes valores dentro do mesmo tecido. Observou-se que a reprodutibilidade do local da densidade de referência foi crítica nestes equipamentos (SARKIS; NOUJEIM; NUMMIKOSKI, 2007).

Em vários estudos, foi feita uma tentativa de calibrar GVs ao longo de uma unidade Hounsfield ou escala de densidade ou para corrigir discrepâncias causadas por falta de uniformidade. Embora os resultados muitas vezes pareçam promissores, uma limitação comum é que essas abordagens foram validadas usando os próprios dados dos quais foram derivadas e provavelmente não se aplicam a outros modelos de TCFC ou condições de exposição variáveis (PAUWELS *et al.*, 2015c).

Naitoh *et al.* (2010) usaram um bloco de referência para estimar a DMO a partir da TCFC, que desviava de 1 a 123 mg/cm (média, 38 mg/cm) dos valores derivados da MDCT. Oitenta e quatro por cento dos sítios ósseos foram corretamente classificados como estando acima ou abaixo de 200 mg/cm usando o bloco de referência. Todas,

exceto uma das classificações errôneas, foram super estimativas da DMO, indicando que um ajuste da linha de regressão pode ser justificado.

Plachtovics *et al.* (2014) propuseram uma aquisição por sobreposição de dupla exposição, consistindo em duas exposições consecutivas (ou simultâneas) de rotação completa com um número relativamente baixo de projeções. Em comparação com protocolos de rotação única, o protocolo de dupla exposição mostrou uma melhora na uniformidade do GV em todo o plano axial, exceto na borda do FOV. O benefício potencial deste tipo de exposição em termos de qualidade geral da imagem e precisão GV justifica uma investigação mais aprofundada.

## 2.4. FRACTAL

O nome fractal é derivado da palavra fractus do latim, significando 'fração', 'fragmento', 'irregular' ou 'fragmentado' e foi inicialmente denominado dessa maneira por Mandelbrot (1963).

Um fractal, tecnicamente, é um objeto que apresenta invariância na sua forma à medida em que a escala, sob a qual o mesmo é analisado, é alterada, mantendo-se a sua estrutura idêntica à original. Isto não é o que ocorre, por exemplo, com uma circunferência, que parece reduzir a sua curvatura à medida em que ampliamos uma das suas partes (ASSIS *et al.*, 2008).

### 2.4.1. Conceitos de Geometria Fractal e Análise da Dimensão Fractal

A Dimensão Fractal é uma das características de estruturas complexas que não podem ser calculadas pela matemática euclidiana. Estas estruturas complexas possuem características específicas que as definem e distinguem de outras formas, os fractais (Lopes e Betrouni, 2009).

As estruturas denominadas fractais apresentam as seguintes propriedades fundamentais: auto-semelhança em diferentes níveis de escala, sua complexidade infinita e a DF (GULICK, 1992). A Geometria Fractal surge como uma nova geometria para uma melhor classificação e estudo mais preciso dos fractais (BACKES, 2006).

A auto-semelhança é a simetria através das escalas, bem representativa nos fractais naturais e se refere à manutenção da estrutura mesmo alterando a escala de observação. O objeto apresenta invariância na sua forma à medida que a escala é modificada, mantendo-se a sua estrutura idêntica à original (BACKES, 2006). Na figura 4, percebe-se uma estrutura fractal construída iterativamente<sup>1</sup> retratando a característica de auto-semelhança. Na natureza a couve-flor é um exemplo clássico dessa propriedade fractal, na qual se observa em partes cada vez menores do objeto o mesmo padrão e características do objeto em escala original (ASSIS *et al.*, 2008).

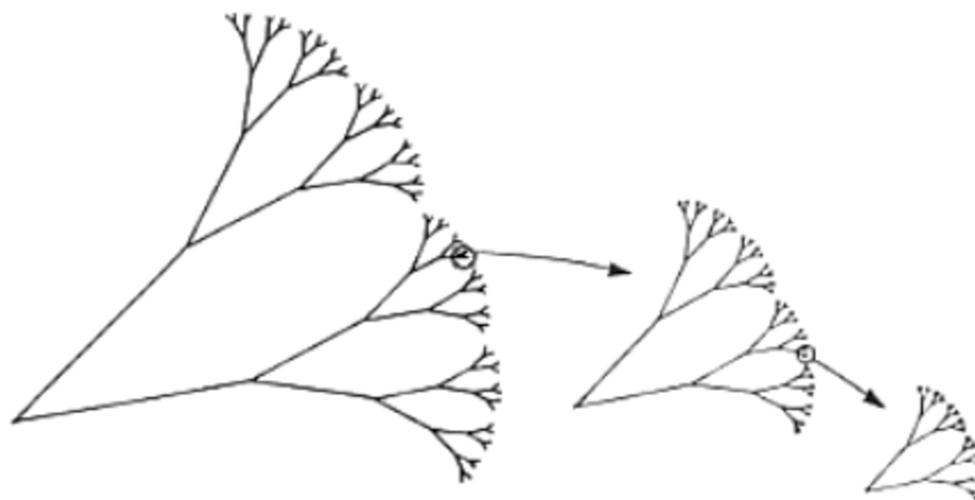


Figura 4 Fonte: ASSIS, Thiago Albuquerque de *et al.* **Geometria fractal: propriedades e características de fractais ideais**. Rev Bras Ensino Fís, São Paulo, v. 30, n. 2, p. 2304.1-2304.10, 2008.

Exemplo de uma estrutura fractal construída iterativamente retratando a característica de auto-semelhança. A construção desta estrutura inicia-se com uma fita com um dado comprimento e provida de uma certa largura. A metade superior é substituída por dois galhos com metade tanto de comprimento como de largura, com os “galhos” formando sempre um mesmo ângulo.

A complexidade infinita refere-se ao fato de que o processo de geração de uma figura, definida como sendo um fractal, é recursivo. Isto significa que, quando se executa um determinado procedimento, no decorrer da mesma encontra-se como sub-procedimento o próprio procedimento anteriormente executado. Assim sendo, a complexidade infinita representa o grau de enredamento de um objeto, excessivamente difícil de ser representado, pois os detalhes que o compõe são infinitos, mas que pode ser mensurado através da DF. Vale salientar que, no caso da construção iterativa de um

<sup>1</sup> Que explicita, que denota atos repetidos.

fractal matematicamente definido, dispõe-se de um número infinito de procedimentos a serem executados, gerando-se assim uma estrutura infinitamente complexa (ASSIS *et al.*, 2008).

Outra particularidade dos fractais é relacionada à sua dimensão. Ao contrário do que ocorre na Geometria Euclidiana, não é necessariamente um valor inteiro. Nela, um ponto possui dimensão zero, uma linha possui dimensão um, uma superfície possui dimensão dois e um volume possui dimensão três. No caso da DF, ela é uma quantidade fracionária, representando o grau de ocupação da estrutura no espaço que a contém, ou melhor, o grau de complexidade que a figura possui. Desta forma, a dimensão de uma curva fractal é um número que caracteriza a maneira na qual a medida do comprimento entre dois pontos aumenta proporcionalmente à diminuição da escala (FALCONER, 2003; ASSIS *et al.*, 2008).

O diferencial da geometria fractal é a capacidade de descrever as formas irregulares ou fragmentadas de estruturas naturais, bem como outros objetos complexos, que a geometria euclidiana falha em analisar (LOPES e BETROUNI, 2009). Assim sendo, foi introduzida a noção de fractal que permite mensurar o grau de regularidade da estrutura examinada (MANDELROT, 1977).

A utilização e a relevância da geometria fractal em análise de imagens médicas e odontológicas são explanadas pelo fato que a auto-semelhança não pode ser facilmente verificada em imagens de objetos biológicos com uma resolução finita. Na verdade, as imagens não são apenas espacialmente complexas, elas sempre exibem uma certa similaridade em diferentes escalas espaciais (BACKES, 2006; LOPES e BETROUNI, 2009).

Backes e Bruno (2005), em estudo das Técnicas de Estimativa da DF, definiram os fractais como formas geométricas incapazes de serem classificadas nos moldes da geometria euclidiana, devido principalmente a três características fundamentais que os definem e distinguem de outras formas: auto-semelhança em diferentes níveis de escala, DF e sua complexidade infinita. Segundo os autores, das características que definem um fractal, a mais importante é a DF que consiste na representação do nível de irregularidade de um fractal. Isso faz com que a DF venha a obter valores fracionários, sendo que quanto maior a irregularidade de uma forma, maior é o valor da DF. Dentre os métodos

citados pelos autores para a obtenção da DF têm-se o método de Massa Raio, Análise intersecção Acumulativa, *Dividers (Compass)*, Bouligand-Minkowski e *BoxCounting*, sendo este um dos métodos mais conhecidos e utilizados para estimar a DF de uma forma ou imagem devido à sua simplicidade e facilidade de implementação. Concluíram que os métodos *BoxCounting* e o Bouligand-Minkowski apresentam os melhores resultados, evidenciando a sua capacidade de aferir diferentes estruturas.

Hua *et al.* (2009) avaliaram a precisão da análise fractal e morfometria para avaliação da qualidade óssea. Embora a relevância clínica da avaliação pré-cirúrgica de densidade óssea da mandíbula tenha sido demonstrada, ainda não existe uma ferramenta clínica confiável e de fácil aplicação para essa avaliação. Sendo assim, a análise de textura (DF) pode ser útil, definindo a qualidade do tecido ósseo através de sua microarquitetura. Foram utilizadas dezenove amostras de osso mandibular com lesões ósseas artificiais ou descalcificação para simular a osteoporose. Antes e após o processamento das amostras, exames de TCFC e DEXA foram realizados. As imagens obtidas por TCFC foram usadas para calcular a DF média, a área e a DMO. A DMO foi obtida a partir do DEXA e definida como valor de referência para a qualidade óssea. A DF obtida com a TCFC foi significativamente relacionada com a DMO da DEXA da mandíbula.

Em revisão de literatura, Lopes e Betrouni (2009) citaram, em relação aos fractais em análises de imagens, a importância do diagnóstico preciso que integra dois processos: reconhecimento e percepção de padrões originais em imagens e identificação entre padrões percebidos e possíveis diagnósticos. Uma das características usadas neste processo é a textura, que consiste numa rica fonte de informações na análise de imagens em seres humanos. A geometria fractal oferece a capacidade de descrição e caracterização da complexidade das imagens e sua textura. A análise das imagens através da DF pode ser realizada por métodos como: caixa de contagem, onde cada algoritmo requer um engrenamento do sinal, uma formulação de probabilidade gerado em cada quadro e a estimativa da DF por um mínimo de quadrados lineares encaixados como última etapa. É o mais utilizado apesar de suas desvantagens, como binarização de sinal, construção de caixas vazias e efeito de grade. O movimento Browniano fracionário, é um modelo não estacionário e é frequentemente usado para descrever um fenômeno aleatório. Portanto, a DF de uma função fractal Browniano é invariável a transformações. O método de medição da área utiliza elementos estruturantes (triângulo, erosão,

dilatação...) de várias escalas  $r$  e calcula a área  $A(r)$  da superfície da intensidade do sinal na escala  $r$ . A DF é obtida pela inclinação da melhor linha de ajustamento nos pontos ( $\log(r)$ ,  $\log(A(r))$ ). Dentre as desvantagens da análise fractal está a descrição de objetos com um único valor fractal considerando que estes exibam um comportamento multifractais.

Sánchez e Uzcátegui (2011) realizaram uma revisão sistemática abordando as aplicações da geometria fractal em diferentes aspectos da prática odontológica. Os autores definiram 'fractal' (do latim, *fractus* que significa fratura) como a geometria que lida com as formas auto-semelhantes, diferentemente de outras geometrias como a euclidiana e cartesiana, e a DF como o parâmetro quantitativo que mede a complexidade. Existem métodos para se determinar o grau de complexidade usando a análise fractal através de radiografias e secções histológicas. Além disso, várias condições patológicas podem levar a alterações na complexidade de estruturas anatômicas que podem ser detectáveis com o uso dos parâmetros fractais. Em osso alveolar a análise fractal pode qualificar mudanças trabeculares após colocação de implantes, tratamentos endodônticos e alguns procedimentos cirúrgicos, além de também ter aplicações promissoras no diagnóstico de osteoporose e periodontite. Em relação a materiais, a DF possui um importante papel na avaliação de fraturas e tenacidade à fraturas para materiais frágeis. Através da caracterização da interface tecido conjuntivo-epitelial, os fractais podem ajudar no diagnóstico de lesões malignas e pré-malignas.

Huh *et al.* (2011) apresentaram um estudo com objetivo de determinar o tamanho ideal de caixa para DF do trabecular ósseo mandibular usando um método de contagem de caixa. Foram utilizadas imagens radiográficas digitais intra-orais obtidas do ângulo mandibular e regiões de molar, pré-molar e incisivos de 29 mandíbulas humanas secas. Quatro ROIs foram estabelecidas em locais anatômicos idênticos. Quatro parâmetros morfométricos foram calculados para caracterizar o osso trabecular: área óssea, comprimento de estrutura esquelética, média de comprimento do ramo, e espessura trabecular média. O tamanho ideal de caixa para o cálculo da DF do trabeculado ósseo mandibular utilizando-se o método de contagem de caixa foi entre 132 e 396 mm, sendo estes estreitamente relacionados com os parâmetros morfométricos.

Gaalaas *et al.* (2014) estudaram o uso de imagens de TCFC no cálculo de valores fractais em osso trabecular. Foram avaliadas 79 imagens tomográficas, sendo selecionados sete locais em cada uma: vista coronal em (1) lado direito e (2) lado

esquerdo da mandíbula; vistas coronais em (3) lado direito e (4) esquerdo da maxila; vista axial coronal (5) à direita e (6) através da maior largura do côndilo esquerdo e (7) um corte sagital através do corpo da segunda vertebral cervical. O cálculo da DF foi feito pelo método contagem de caixa e os valores foram analisados e classificados de acordo com o local e gênero. Os resultados indicaram que na maioria dos locais estudados, o valor fractal diminuiu com o aumento da idade. Pacientes do sexo masculino demonstraram em geral valores mais altos do que no sexo feminino. Não houve alteração significativa entre lado direito e esquerdo da mandíbula, porém entre os diferentes locais, notou-se uma diferença significativa do valor fractal. Concluíram, os autores, que os valores fractais podem ser utilizados na análise trabecular óssea por meio de TCFC.

#### **2.4.2. Métodos de cálculos da Dimensão Fractal**

A geometria fractal oferece a capacidade de descrever e caracterizar a complexidade das imagens ou mais precisamente sua composição textural. Medidas de textura óssea são baseadas na detecção de padrões na variação de valores na escala de cinza (LOPES e BETROUNI, 2009).

A necessidade de avaliar formas e objetos complexos estimulou os estudos no campo da matemática fractal e desenvolveu distintas formas de cálculos da DF (Backes, 2006; Lopes e Betrouni, 2009). Vários métodos avaliam essa dimensão, sendo que cada um tem sua própria base teórica, explicando assim o fato que diferentes valores podem ser encontrados para a mesma estrutura (LOPES e BETROUNI, 2009).

Pode-se agrupar os métodos mais utilizados em três grandes grupos: o *box counting*, *fractional brownian motion* e *area measurement*. O primeiro método foi o *box counting*, no qual os sinais são representados em uma grade de escala finita e analisados por um computador. O *fractional brownian motion* é um modelo não-estático e muitas vezes usado para descrever fenômenos aleatórios. Duas variações deste método são o *variogram* e o *power spectrum*. O *area measurement* utiliza elementos estruturais de diversas escalas para calcular a área da intensidade do sinal (LOPES e BETROUNI, 2009).

No método *box counting* a imagem é coberta por uma grade quadrada, onde o tamanho dos quadrados é reduzido progressivamente. Para cada tamanho da caixa, o

número de quadrados contendo a estrutura é contado. Um gráfico do inverso do tamanho da caixa versus o logaritmo do número de elementos contendo os quadrados é obtido. A inclinação do gráfico é a DF (WAGLE *et al.*, 2005). Seu princípio é simples e de fácil execução, tornando este método o mais popular e frequentemente usado por diversas áreas do conhecimento como na Física, Engenharia, Mineralogia, Biologia, Medicina, e na Odontologia (LOPES e BETROUNI, 2009; SÁNCHEZ e UZCÁTEGUI, 2011). Na área da saúde é muito utilizado em radiografias e tomografias, que por serem compostas por tons de cinza, precisam ser convertidas em imagens binárias antes da avaliação (BAKSI e FIDLER, 2012). Entretanto, esta condição pode ser considerada uma limitação do método (LOPES e BETROUNI, 2009).

### **3. PROPOSIÇÃO**

Avaliar e comparar os resultados das análises fractais das imagens de uma mesma estrutura, imagens estas realizadas em dois tomógrafos computadorizados de feixe cônico operados com FOVs diferentes.

## 4. MATERIAL E MÉTODO

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFJF (número do parecer consubstanciado 1.998.591).

### 4.1. MATERIAL

A amostra foi constituída de dois exames de TCFC da mandíbula de um mesmo indivíduo, realizadas com os tomógrafos Next Generation i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) e PreXion 3D Elite (PreXion, Inc, Chiyoda-ku, Tokyo, Japão), com um intervalo de 1 semana, pertencentes ao arquivo da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora.

### 4.2. MÉTODO

Os exames de TCFC foram realizados nos tomógrafos Next Generation i-CAT operando a 120 kV e 5 mA, com espessura de corte (*voxel*) de 0,25 mm, tempo de rotação de 26,9 s e um FOV de 130 x 160 mm e PreXion 3D Elite operado a 90 kV e 4 mA, espessura de corte de 0,147 mm, tempo de rotação de 19 s e um FOV de 81 x 75 mm. Para a aquisição das imagens, o indivíduo foi posicionado sentado, com o queixo apoiado sobre o suporte apropriado, com o plano de Frankfurt paralelo ao solo e o plano sagital mediano perpendicular ao solo e estabelecida a oclusão dentária com a mandíbula em posição de máxima intercuspidação. O FOV foi posicionado de forma que o corpo da mandíbula ocupou o seu terço vertical médio. Os exames fornecidos pelos dois tomógrafos foram armazenados no formato DICOM múltiplo não compactado.

#### 4.2.1. Escolha e determinação das imagens

A seleção inicial das imagens utilizadas foi realizada no programa Radiant (RadiAnt DICOM Viewer, versão 3.4.1). Todas as imagens utilizadas foram da mandíbula no plano axial compreendidas desde a primeira imagem inferior que continha o mento, passando pela imagem do forame mental esquerdo, até a última imagem superior contendo a imagem do forame mental direito totalmente delimitado pela cortical óssea. Após a seleção das imagens, estas foram exportadas no formato DICOM.

#### 4.2.2. Correção de giro das imagens

As imagens DICOM provenientes dos dois tomógrafos foram abertas com o programa ImageJ (*US National Institute of Health, Bethesda, MD, versão 1.51a*). Havia pequenas discrepâncias de posicionamento entre os tomógrafos, provocando, então, pequenos giros nos três planos de corte (figura 5). Desta forma, utilizando-se a ferramenta rotacional e o elemento 41 como referência, corrigiu-se inicialmente o giro do eixo incisal méso-distal para se obter o posicionamento do referido eixo na horizontal da imagem, utilizando-se a ferramenta rotacional (figura 6). Nos novos conjuntos de imagens criados dos dois tomógrafos foram feitos novos cortes da esquerda para a direita, obtendo-se desta forma novas imagens ortogonais ao eixo incisal méso-distal do elemento 41, nas quais foi avaliado o giro do conduto radicular do referido elemento e rotacionadas todas as imagens de forma que o longo eixo deste conduto radicular ficasse na vertical (figura 7). Nestes dois novos conjuntos de imagens, novamente foram feitos novos cortes da esquerda para a direita e nas duas imagens frontais provenientes dos dois tomógrafos que mostram o longo eixo do conduto radicular do elemento 41 foi avaliada a inclinação vertical deste longo eixo e rotacionadas todas as imagens de forma que o longo eixo do conduto radicular do elemento 41 ficasse totalmente na vertical (figura 8). Por último, nestes dois novos conjuntos de imagens foram feitos novos cortes de cima para baixo, obtendo-se então dois conjuntos de imagens ortogonais ao conduto radicular do elemento 41. Como o longo eixo incisal méso-distal do elemento 41 foi posicionado na horizontal da imagem, foi novamente corrigido o giro mandibular (figura 9), obtendo-se então dois conjuntos de imagens ortogonais ao conduto radicular do elemento 41 e com as imagens da mandíbula nos dois tomógrafos equivalentes, nas quais foram feitas todas as análises fractais (figura 10).

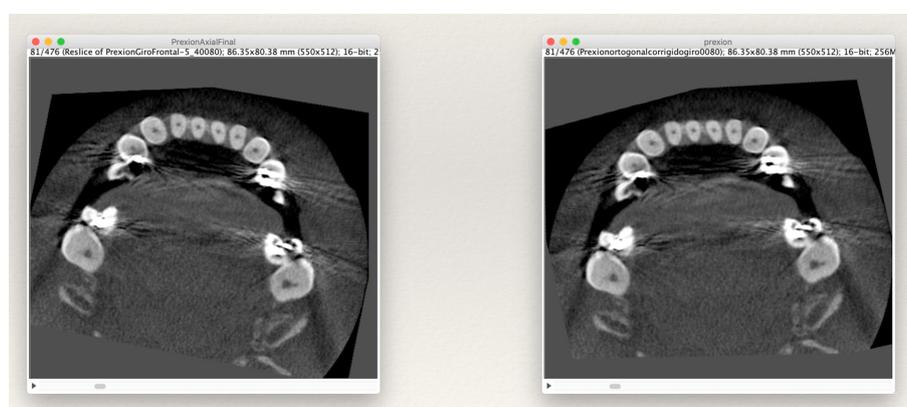


Figura 5 Fonte: Do próprio autor.  
Comparação i-Cat x Prexion 3D antes da correção do giro.

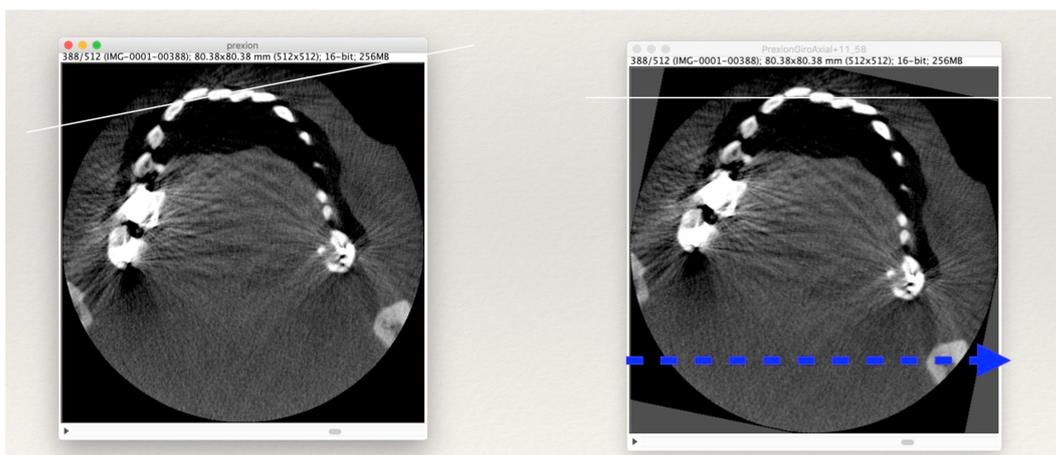


Figura 6 Fonte: Do próprio autor.  
Correção do giro do eixo incisal méso-distal do elemento 41.



Figura 7 Fonte: Do próprio autor.  
Correção do giro do conduto radicular do elemento 41 (vista lateral).

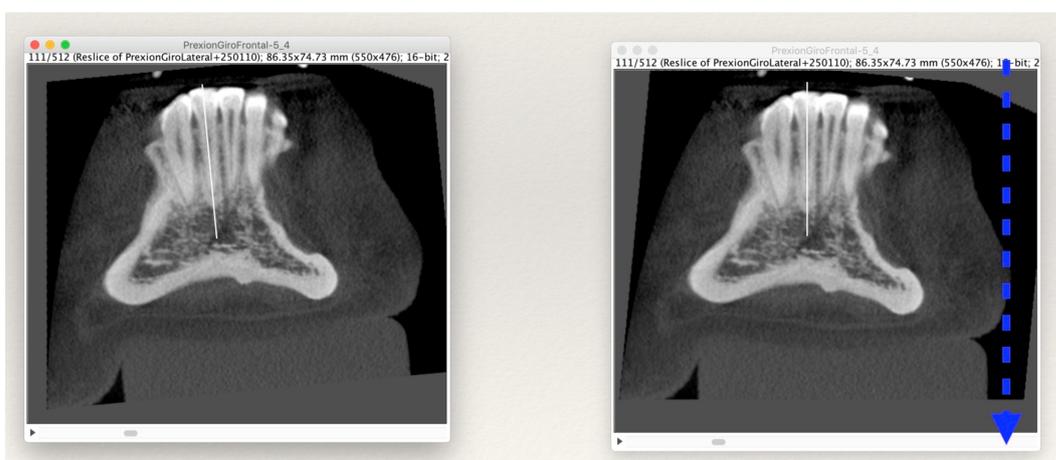


Figura 8 Fonte: Do próprio autor.  
Correção do giro do conduto radicular do elemento 41 (vista frontal).

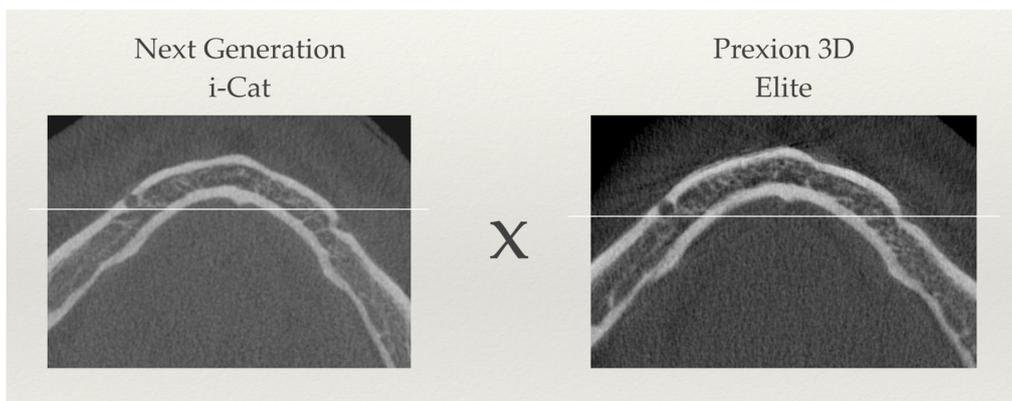


Figura 9 Fonte: Do próprio autor.  
Correção do giro mandibular.

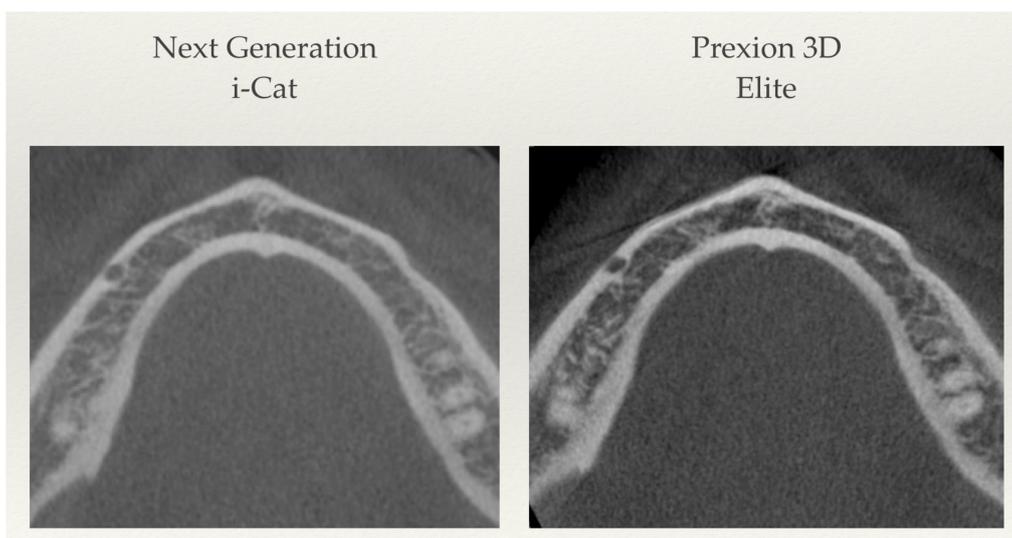


Figura 10 Fonte: Do próprio autor.  
Comparação i-Cat x Prexion 3D após a correção do giro.

#### 4.2.3. Avaliação comparativa pela análise fractal

Os dois conjuntos de imagens ortogonais ao conduto radicular do elemento 41, provenientes dos tomógrafos i-CAT e PreXion 3D, foram analisados no programa ImageJ para a determinação da análise fractal. Duas regiões de interesse (ROI) foram escolhidas: uma anterior na região do mento com dimensão de 10 x 3,75 mm e outra na região do forame mental D com dimensão de 4 x 4 mm (figuras 11 e 12). Foram utilizadas as coordenadas 66,25 (x) e 27,75 (y), e 35,01 (x) e 14,29 (y) para a seleção das ROI's do mento, e as coordenadas 49,25 (x) e 37,25 (y), e 15,70 (x) e 24,18 (y) para a seleção das ROI's do forame mental nas imagens dos tomógrafos i-Cat e PreXion 3D respectivamente. Desta forma, determinou-se que as ROI's provenientes das imagens

dos tomógrafos i-Cat foram as mesmas das provenientes das imagens dos tomógrafos PreXion 3D.

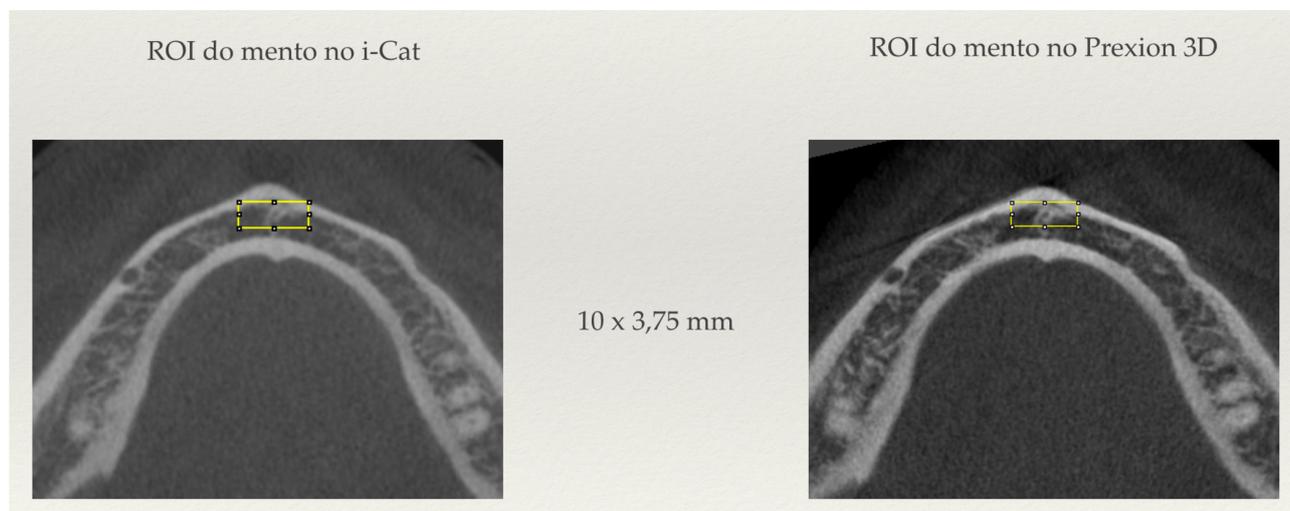


Figura 11 Fonte: Do próprio autor.  
ROI do mento no i-Cat e no PreXion 3D.

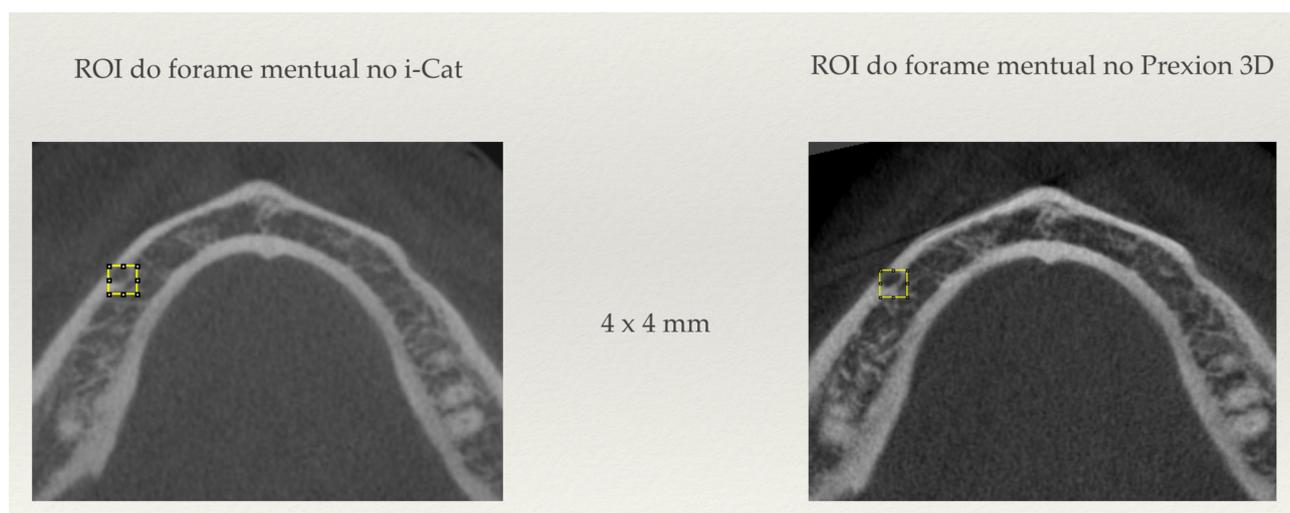


Figura 12 Fonte: Do próprio autor.  
ROI do forame mental no i-Cat e no PreXion 3D.

Mantendo-se então estas coordenadas fixas, o programa ImageJ forneceu 36 e 57 ROI's do mento (com tamanho de 40 x 15 e 64 x 24 *pixels*) e 43 e 70 ROI's do forame mentoniano (com tamanho de 16 x 16 e 26 x 26 *pixels*) respectivamente dos tomógrafos i-Cat e PreXion 3D, todas contendo apenas a estrutura óssea para a análise fractal (figuras 13 e 14).

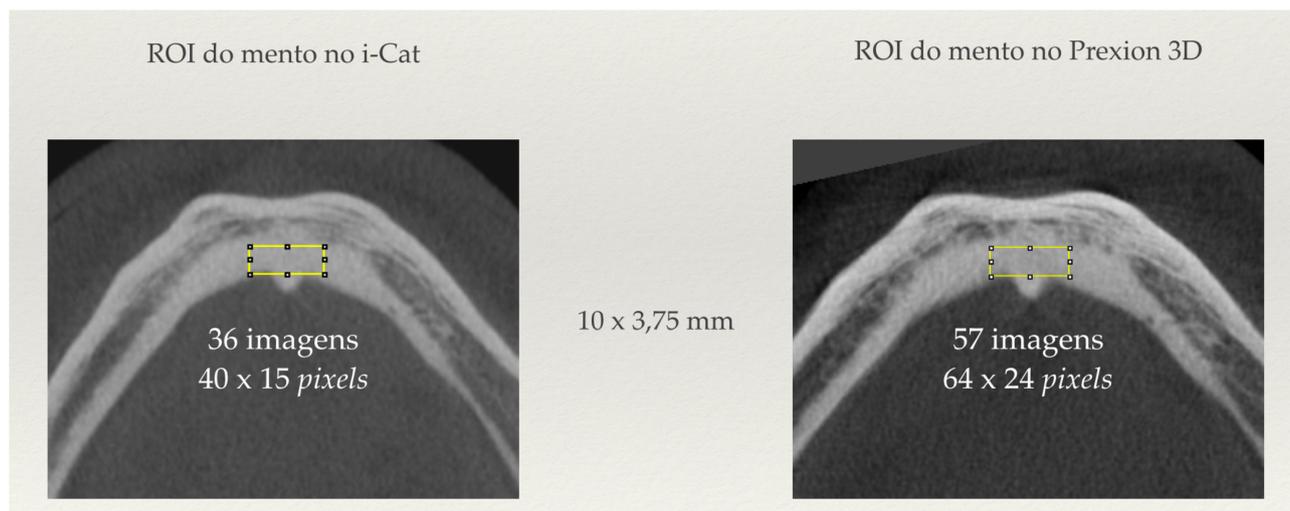


Figura 13 Fonte: Do próprio autor.  
ROI do mento no i-Cat e no Prexion 3D.

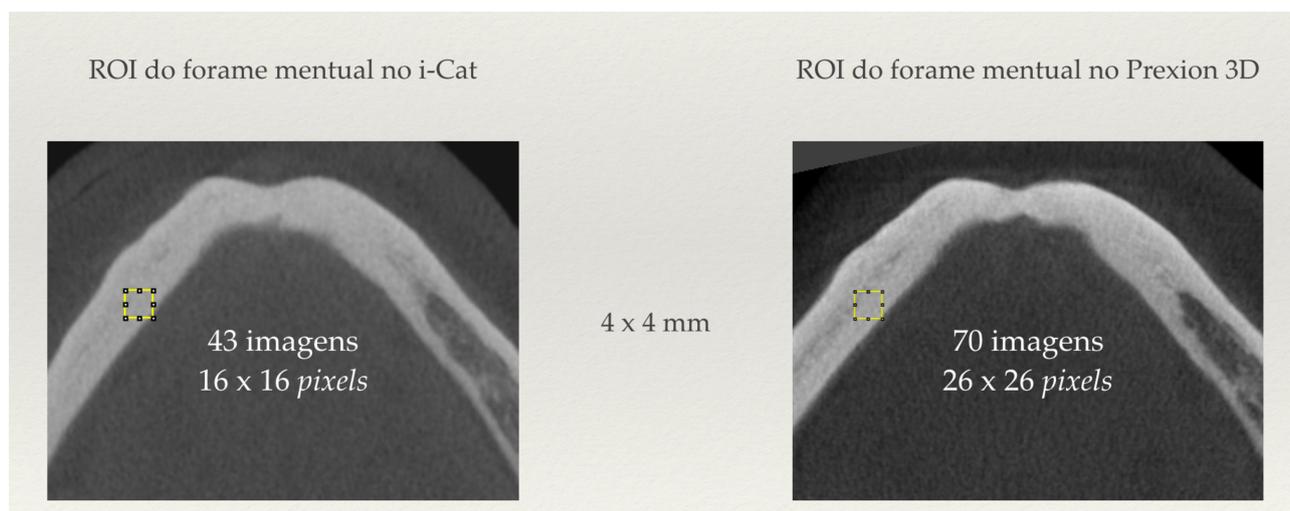


Figura 14 Fonte: Do próprio autor.  
ROI do forame mental no i-Cat e no Prexion 3D.

Assim feito, todas as ROI's selecionadas foram duplicadas e convertidas de 16 para 8 bits. Em seguida, as imagens foram novamente duplicadas e obscurecidas por um filtro Gaussiano com um diâmetro de 35 pixels, etapa na qual foi removida toda a estrutura em escala fina e média e foram mantidas apenas grandes variações de densidade. Na etapa seguinte, realizou-se a subtração da imagem resultante da imagem original. Na imagem resultante, foram adicionados 128 da escala de cinza. O próximo passo consistiu na transformação da imagem resultante em uma imagem binária, para que fosse realizada a etapa de erosão. Com o objetivo de dilatar a imagem, cada pixel foi recolocado com o valor máximo dos pixels vizinhos. Na inversão, a imagem do resultado

anterior foi invertida, e a imagem passou de branco para preto e vice-versa, facilitando a sua contagem. Em seguida, foi realizada a esqueletização. Neste processo, os *pixels* das bordas das imagens foram removidos até que a imagem ficasse reduzida a um simples esqueleto largo do tamanho de um *pixel*. Nas imagens esqueletizadas foram realizadas as análises, gerando, por fim, os valores da DF. A fim de confirmar os resultados obtidos, a imagem esqueletizada foi sobreposta à imagem inicial, assegurando que a esqueletização correspondeu à imagem original.

#### **4.2.4. Análise Estatística**

A seleção das imagens tomográficas e as análises fractais foram realizadas por um único avaliador, experiente em imagens de TCFC, e o ICC determinou a confiabilidade intraexaminador. Este foi calculado pela determinação da análise fractal de 15 imagens selecionadas aleatoriamente, mensuradas duas vezes, com intervalo de 30 dias entre as medições.

Para verificação da normalidade dos dados foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk. Para comparação das análises fractais obtidas pelos dois tomógrafos testados foi aplicado o teste U de Mann-Whitney. A análise estatística foi realizada com nível de significância de 5% e processada no programa SPSS Statistics 23.0 (IBM Corporation, Armonk, USA).

## 5. RESULTADOS

O resultado do coeficiente de correlação intraclasse foi 0,988, indicando uma alta concordância entre as medições.

Duas comparações entre as medidas obtidas das dimensões fractais do Mento e do Forame Mental foram feitas entre os dois tomógrafos. Verifica-se que a média das amostras nas duas comparações foram maiores para as amostras do tomógrafo PreXion 3D (tabela 1). Foi feito um teste de normalidade dos dados para cada grupo de comparação. Para as amostras do Mento, apenas as do tomógrafo i-Cat não observaram adequação à distribuição normal. Para as amostras do Forame Mental, apenas as do tomógrafo PreXion 3D não observaram adequação à distribuição normal (tabela 2).

Estatísticas Descritivas	Mento		Forame Mental	
	i-Cat	PreXion 3D	i-Cat	PreXion 3D
<b>Imagens</b>	36	57	43	70
<b>Média</b>	1,029	1,256	0,819	1,112
<b>Desvio padrão</b>	0,116	0,088	0,128	0,094
<b>Mínimo</b>	0,824	1,044	0,538	0,866
<b>Máximo</b>	1,192	1,398	1,074	1,274

Tabela 1 Fonte: Do próprio autor.  
Estatística descritiva das análises fractais medidas.

Shapiro-Wilk	Mento		Forame Mental	
	i-Cat	PreXion 3D	i-Cat	PreXion 3D
<b>Estatística</b>	0,925	0,962	0,981	0,941
<b>df</b>	36	56	41	0,69
<b>Sig.</b>	0,018	0,078	0,728	0,003

Tabela 2 Fonte: Do próprio autor.  
Teste de Normalidade (Shapiro-Wilk).

Como nas comparações do Mento e do Forame Mental apresentaram ao menos um tomógrafo cuja amostra não apresentou distribuição normal, optou-se pelo teste U de Mann-Whitney, alternativa não paramétrica ao teste  $t$  para comparação de médias de dois grupos. O  $p$  valor foi de 0,000, para as duas comparações, indicando ter havido diferença significativa entre as dimensões fractais das imagens obtidas pelos tomógrafos i-Cat e PreXion 3D, para o nível de 5% de confiança (tabela 3).

<b>U de Mann-Whitney</b>	<b>Mento</b>	<b>Forame Mental</b>
<b>Sig.</b>	0,000	0,000

Tabela 3      Fonte: Do próprio autor.  
Teste de Amostras Independentes (teste U de Mann-Whitney).

## 6. DISCUSSÃO

Recentemente, tem havido uma tendência de utilizar a tomografia computadorizada de feixe cônico em exames odontológicos (ALAMRI *et al.*, 2012). No campo da Radiologia oral e maxilofacial, a análise fractal vem sendo utilizada para avaliar a densidade óssea (SOUTHARD; SOUTHARD; LEE, 2001; HUA *et al.*, 2009, TORRES *et al.*, 2011, GONZÁLEZ-MARTÍN; LEE; VELTRI, 2012). De acordo com Southard *et al.* (1996), há uma relação positiva entre a dimensão fractal e a densidade do osso alveolar. À medida que a densidade óssea aumenta, o mesmo ocorre com a dimensão fractal. Usando a dimensão fractal de cortes maxilares de crianças, Wojtowicz *et al.* (2001) mostraram a crescente complexidade dos padrões trabeculares à medida que o osso crescia, e Nair *et al.* (2001) e Heo *et al.* (2002) relataram que a dimensão fractal aumentou durante o processo de recuperação óssea.

Existem vários parâmetros que podem influenciar a qualidade de uma tomografia computadorizada, incluindo o tamanho de FOV, o tipo de detector, o tamanho de *voxel* reconstruídos e a própria unidade (YENI, 2005; KAMBUROGLU *et al.*, 2011). Estes parâmetros variam entre unidades TCFC e com diferentes protocolos de imagem da mesma unidade (LIBRIZZI *et al.*, 2011). A maior quantidade de imagens selecionadas do tomógrafo PreXion 3D em relação a do i-Cat para um mesmo segmento ósseo se deve ao fato de o tomógrafo PreXion 3D apresentar um *voxel* menor. O programa ImageJ ao criar novas fatias de corte identifica e mantém o *voxel* original do tomógrafo utilizado.

Esses parâmetros podem levar a diferenças na resolução de imagens e podem ser variados de acordo com a tarefa de diagnóstico, mas ainda não foram estabelecidos protocolos para tarefas específicas de diagnóstico em Odontologia. As varreduras de TCFC de pequeno volume (PreXion 3D) são conhecidas por gerar imagens com maior resolução em comparação com exames de TCFC de grande volume (i-Cat). Ao usar o TCFC de pequeno volume, Wang *et al.* (2011) encontraram maiores níveis de precisão (91,9%). Além disto, o TCFC de grande volume expõe os pacientes a uma maior dose de radiação em comparação aos de pequeno volume (LIBRIZZI *et al.*, 2011) devido à maior área de incidência de raios-X.

No presente estudo, ao se comparar as imagens no programa ImageJ (*US National Institutes of Health*, Bethesda, MD, versão 1.51a) provenientes dos tomógrafos,

percebemos que havia pequenas discrepâncias de posicionamento entre os tomógrafos. A metodologia empregada permitiu rotacionar e originar novos cortes nos três planos de corte, utilizando o elemento 41 como referência, obtendo-se então imagens da mandíbula nos dois tomógrafos equivalentes no posicionamento.

Van Dessel *et al.* (2013) compararam os parâmetros da estrutura óssea a 90 e 70 kV, não fixando a dose de radiação e concluíram que o efeito de kV não foi tão acentuado quanto o de mA. Pauwels *et al.* (2015b) compararam a dimensão fractal e outros parâmetros da estrutura óssea, utilizando três combinações de tensão do tubo (kV) e tempo de exposição do tubo (mA). Concluíram que a maioria dos parâmetros da estrutura óssea não são afetados pelo kV se a dose de radiação for constante. Entretanto, os parâmetros relacionados com a estrutura trabecular, entre eles a dimensão fractal, foram fortemente afetados pelo tamanho do *voxel*: diminuíram de forma incremental em tamanhos de *voxel* maiores. Isto está de acordo com a diminuição da resolução espacial em tamanhos de *voxel* maiores (PAUWELS *et al.*, 2012; PAUWELS *et al.*, 2015a) levando a uma perda de detalhe no osso trabecular, que pode ser visto como uma "fusão" de trabéculas vizinhas.

Baksi e Filder (2012) ao avaliarem o efeito do tempo de exposição e resolução de imagem na análise fractal do osso periapical em imagens obtidas usando um sistema de placa de fósforo de armazenamento, constataram que as imagens obtidas com exames de super resolução deram valores de análise fractal significativamente maiores em comparação com a varredura de alta resolução para todas as exposições. Os valores da análise fractal diminuíram com o aumento do tempo de exposição para ambas as resoluções. A análise fractal maior foi encontrada para imagens com super resolução e tempo de exposição menor.

A análise fractal de imagens de TCFC é geralmente usada em pesquisas que se utiliza o mesmo modelo de tomógrafo, podendo variar apenas os parâmetros da tomada. A análise fractal é eventualmente usada em conjunto com outras análises, tais como: *CT values*, *Histogram Analysis*, DEXA, *BMD measured by DEXA*, entre outras (GÜNGÖR; YILDIRIM; ÇEVİK, 2016; MOSTAFA; ARNOUT; ABO EL-FOTOUH, 2016).

As diferenças nos valores da dimensão fractal refletem as diferenças na densidade óssea entre os indivíduos, e pode ser impraticável comparar diretamente esse valor entre

os indivíduos. Esta noção é apoiada pelo fato de que diferentes estudos sobre a dimensão fractal no osso maxilar normal produziram diferentes valores normais (SOUTHARD *et al.*, 1996; KWAK *et al.*, 2016).

Os métodos de determinação das análises fractais são extremamente diversos, como os métodos espaciais simplificados (método de pinça e método de dilatação de *pixel*), os métodos espaciais gerais (método de contagem de caixas, método de variação de intensidade, método Hurst e método de variação) e os métodos espectrais (métodos espaciais e espectrais e o método do espectro de potência) (GERAETS; VAN DER STELT, 2000). Geraets e van der Stelt (2000) revelaram que as dimensões fractais relatadas em estudos usando análise fractal para doenças ósseas diferem de acordo com os métodos utilizados. Então, como as dimensões fractais podem diferir de acordo com os métodos de cálculo utilizados, é necessário unificar os métodos usados para aplicações clínicas.

## **7. CONCLUSÕES**

Todos os testes de comparações das médias das análises fractais das imagens obtidas pelos tomógrafos i-CAT e PreXion 3D mostraram diferenças estatisticamente significativas, sendo que foram observadas médias maiores nas análises fractais provenientes dos tomógrafos PreXion 3D.

As comparações de análises fractais de imagens de TCFC devem ser usadas quando se utiliza o mesmo modelo de tomógrafo.

## 8. REFERÊNCIAS

- ALAMRI, H. M.; SADRAMELI, M.; ALSHALHOOB, M. A.; SADRAMELI, M.; ALSHEHRI, M. A. Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. **Gen Dent**, Chicago, v. 60, n. 5, p. 390-400, Sep-Oct 2012.
- ARAI, Y.; TAMMISALO, E.; IWAI, K.; HASHIMOTO, K.; SHINODA, K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 28, n. 4, p. 245-8, Jul 1999.
- ARELLANO, J. C. V. Tomografia computadorizada no diagnóstico e controle do tratamento das disfunções da articulação temporomandibular. **Jornal Brasileiro de ATM, Dor Orofacial e Oclusão**, Curitiba, v. 1, n. 4, p. 315-23, Jan-Mar 2001.
- ASSIS, Thiago Albuquerque de *et al.* Geometria fractal: propriedades e características de fractais ideais. **Rev Bras Ensino Fís**, São Paulo, v. 30, n. 2, p. 2304.1-2304.10, 2008.
- BACKES, André Ricardo; BRUNO, Odemir Martinez. Técnicas de Estimativa da Dimensão Fractal: Um Estudo Comparativo. **INFOCOMP Journal of Computer Science**, [S.l.], v. 4, n. 3, p. 50-58, sep. 2005. ISSN 1982-3363. Available at: <<http://www.dcc.ufla.br/infocomp/index.php/INFOCOMP/article/view/102>>. Date accessed: 03 dec. 2019.
- BACKES, Andre Ricardo. **Implementação e comparação de métodos de estimativa da dimensão fractal e sua aplicação à análise e processamento de imagens**. 2006. Dissertação (Mestrado em Ciências de Computação e Matemática Computacional) - Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006. doi:10.11606/D.55.2006.tde-06092006-152806. Acesso em: 2019-12-03.
- BAKSI, B. G.; FIDLER, A. Image resolution and exposure time of digital radiographs affects fractal dimension of periapical bone. **Clin Oral Investig**, Berlin, v. 16, n. 5, p. 1507-10, Oct 2012.
- BJERKLIN, K.; ERICSON, S. How a computerized tomography examination changed the treatment plans of 80 children with retained and ectopically positioned maxillary canines. **Angle Orthod**, Appleton, v. 76, n. 1, p. 43-51, Jan 2006.
- BOUXSEIN, M. New advances in non-invasive evaluation bone resistance. **American Society for Bone and Mineral Research**, Minneapolis, v. 1, n. 3, p. 1-5, Sep 2005.
- BRYANT, J. A.; DRAGE, N. A.; RICHMOND, S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 37, n. 7, p. 365-74, Oct 2008.
- BROOKS, S. L. Computed tomography. **Dent Clin North Am**, Ann Arbor, v. 37, n. 4, p. 575-90, Oct 1993.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B. C.; JUNIOR, A.; AZEVEDO, J. R. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. **Revista Associação Paulista Cir. Dent**, São Paulo, v. 61, n. 5, p. 354-63, Set-Out 2007.

- CASSETTA, M.; STEFANELLI, L. V.; PACIFICI, A.; PACIFICI, L.; BARBATO, E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. **Clin Implant Dent Relat Res**, Malden, v. 16, n. 4, p. 471-8, Aug 2014.
- CAVALCANTI, M. G.; VANNIER, M. W. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 27, n. 6, p. 344-50, Nov 1998.
- CAVALCANTI, M. G.; YANG, J.; RUPRECHT, A.; VANNIER, M. W. Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 28, n. 3, p. 137-40, May 1999.
- CAVALCANTI, M. G.; VANNIER, M. W. Measurement of the volume of oral tumors by three-dimensional spiral computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 29, n. 1, p. 35-40, Jan 2000.
- CAVALCANTI, M. G.; RUPRECHT, A.; VANNIER, M. W. Evaluation of an ossifying fibroma using three-dimensional computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 30, n. 6, p. 342-5, Nov 2001.
- CHEN, S. K.; OVIIR, T.; LIN, C. H.; LEU L. J.; CHO B. H.; HOLLENDER, L. Digital imaging analysis with mathematical morphology and fractal dimension for evaluation of periapical lesions following endodontic treatment. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 100, n. 4, p. 467-72, Oct 2005.
- COTRAN, R. S.; KUMAR, V.; COLLINS, T. **Robbins: Patologia estrutural e funcional**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2000. 1251p.
- DE OLIVEIRA, M.A.; ASAH, D. A.; SILVEIRA, C. A. E.; LIMA, L. A. P. A.; GLICK, M.; GALLOTTINI, M. The effects of zoledronic acid and dexamethasone on osseointegration of endosseous implants: histological and histomorphometrical evaluation in rats. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 26, n. 4, p. e17-e21, Apr 2015.
- ELEFTERIADIS, J. N.; ATHANASIOU, A. E. Evaluation of impacted canines by means of computerized tomography. **Int J Adult Orthodon Orthognath Surg**, Chicago, v. 11, n. 3, p. 257-64, 1996.
- ERGUN, S.; SARAÇOĞLU, A.; GUNERI, P.; OZPINAR, B. Application of fractal analysis in hyperparathyroidism. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 38, n. 5, p. 281-8, Jul 2009.
- ERICSON, S.; KUROL, P. J. Radiographic examination of ectopically erupting maxillary canines. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 91, n. 6, p. 483-92, Jun 1987.
- ERICSON, S.; KUROL, P. J. Incisor root resorptions due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. **Angle Orthod**, Appleton, v. 70, n. 4, p. 276-83, Aug 2000.
- ERICSON, S.; KUROL, P. J. Resorption of incisors after ectopic eruption of maxillary canines: a CT study. **Angle Orthod**, Appleton, v. 70, n. 6, p. 415-23, Dec 2000.
- FALCONER, K. **Fractal Geometry**. 2nd ed. Chichester: John Wiley & Sons. 2003.

FARMAN, A. G.; SCARFE, W. C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 130, n. 2, p. 257-65, Aug 2006.

FARMAN, ALLAN. G.; SCARFE, WILLIAM, C. The Basic of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. **Semin Orthod**, Philadelphia, v. 15, n. 1, p. 2-13, Mar. 2009.

FLOYD, P.; PALMER, P.; PALMER, R. Radiographic techniques. **Br Dent J**, London, v. 187, n. 7, p. 359-65, Oct 1999.

FREDERIKSEN, N. L. Specialized radiographic techniques. In: GOAZ, P. W.; WHITE, S. C. **Oral radiology: principles and interpretation**. 3rd. St. Louis: Mosby, 1994. cap. 13, p. 266-90.

FRIEDMAN, A. W. Important determinants of bone strength: beyond bone mineral density. **J Clin Rheumatol**, Philadelphia, v. 12, n. 2, p. 70-7, Apr 2006.

FUHRMANN, R.A.; WEHRBEIN, H.; LANGEN, H. J.; DIEDRICH, P. R. Assessment of the dentate alveolar process with high resolution computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 24, n. 1, p. 50-4, Feb 1995.

FUHRMANN, R. A. W.; BÜCKER, A.; DIEDRICH, P. R. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. **J Periodont Res**, Copenhagen, v. 30, n. 4, p. 258-63, Jul 1995.

FUHRMANN, R. A. W.; BÜCKER, A.; DIEDRICH, P. R. Radiological assessment of artificial bone defects in the floor of the maxillary sinus. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 26, n. 2, p. 112-6, Mar 1997. (a)

FUHRMANN, R. A. W.; BÜCKER, A.; DIEDRICH, P. R. Furcation involvement: comparison of dental radiographs and HR-CT-slices in human specimens. **J Periodont Res**, Copenhagen, v. 32, n. 5, p. 409-18, Jul 1997. (b)

FUHRMANN, R. A. W. Three-dimensional cephalometry and three-dimensional skull models in orthodontic/surgical diagnosis and treatment planning. **Semin Orthod**, Philadelphia, v. 8, n. 1, p. 17-22, Mar 2002.

GARIBI, D. G.; RAYMUNDO JR, R.; RAYMUNDO, M. V.; RAYMUNDO, D. V.; FERREIRAI, S. N. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-56, Mar/Abr 2007.

GAALAAS, L.; HENN, L.; GAILLARD, P. R.; AHMAD, M.; ISLAM, M. S. Analysis of trabecular bone using site-specific fractal values calculated from cone beam CT images. **Oral Radiology**, Tokyo, v. 30, n. 2, p. 179-85, May 2014.

GENANT, H. K.; BOYD, D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. **Invest Radiol**, Philadelphia, v. 12, n. 6, p. 545-51, Nov/Dec 1977.

GERAETS, W. G.; VAN DER STELT, P. F. Fractal properties of bone. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 29, n. 3, p. 144-53, May 2000.

GOODSITT, M. M.; CHAN, H. P.; WAY, T. W.; LARSON, S. C.; CHRISTODOULOU, E. G.; KIM, J. Accuracy of the CT numbers of simulated lung nodules imaged with multi-detector CT scanners. **Medical Physics**, Maryland, v. 33, n. 8, p. 3006-17, Aug 2006.

GONZÁLEZ-MARTÍN, O.; LEE, E. A.; VELTRI, M. CBCT fractal dimension changes at the apex of immediate implants placed using undersized drilling. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 23, n. 8, p. 954-7, Aug 2012.

GULICK, D. **Encounters with Chaos and Fractals**. 2nd Edition. Chapman and Hall/CRC Press. Apr 2012. 387 p.

GÜNGÖR, E.; YILDIRIM, D.; ÇEVİK, R. Evaluation of osteoporosis in jaw bones using cone beam CT and dual-energy X-ray absorptiometry. **J Oral Sci**, Tokyo, v. 58, n. 2, p. 185-94, 2016.

HASHIMOTO, K.; ARAI, Y.; IWAI, K.; ARAKI, M.; KAWASHIMA, S.; TERAKADO, M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. St. Louis, v. 95, n. 3, p. 371-7, Mar 2003.

HATCHER, D. C.; ABOUDARA, C. L. Diagnosis goes digital. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 125, n. 4, p. 512-5, Apr 2004.

HEO, M. S.; PARK, K. S.; LEE, S. S.; CHOI, S. C.; KOAK, J. Y.; HEO, S. J.; HAN, C. H.; KIM, J. D. Fractal analysis of mandibular bone healing after orthognathic surgery. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 94, n. 6, p. 763-7, Dec 2002.

HILGERS, M. L.; SCARFE, W. C.; SCHEETZ, J. P.; FARMAN, A. G. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 128, n. 6, p. 803-11, Dec 2005.

HOLBERG, C.; STEINHÄUSER, S.; GEIS, P.; RUDZKI-JANSON, I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. **J Orofac Orthop**, München, v. 66, n. 6, p. 434-44, Nov 2005.

HUA, Y.; NACKAERTS, O.; DUYCK, J.; MAES, F.; JACOBS, R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 20, n. 8, p. 767-71, Aug 2009.

HUH, K. H.; BAIK, J. S.; YI, W. J.; HEO, M. S.; LEE, S. S.; CHOI, S. C.; LEE, S. B.; LEE, S. P. Fractal analysis of mandibular trabecular bone: optimal tile sizes for the tile counting method. **Imaging Sci Dent**, Seoul, v. 41, n. 2, p. 71-8, Apr 2011.

KAMBUROGLU, K.; MURAT, S.; KOLSUZ, E.; KURT, H.; YUKSEL, S.; PAKSOY, C. Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. **J Oral Sci**, Tokyo, v. 53, n. 4, p. 501-8, Dec 2011.

KATSUMATA, A.; HIRUKAWA, A.; OKUMURA, S.; NAITOH, M.; FUJISHITA, M.; ARIJI, E.; LANGLAIS, R. P. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 104, n. 6, p. 829-36, Dec 2007.

KATSUMATA, A.; HIRUKAWA, A.; OKUMURA, S.; NAITOH, M.; FUJISHITA, M.; ARIJI, E.; LANGLAIS, R. P. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 107, n. 3, p. 420-5, Mar 2009.

KOBAYASHI, K.; SHIMODA, S.; NAKAGAWA, Y.; YAMAMOTO, A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, n. 2, p. 228-31, Mar/Apr 2004.

KWAK, K. H.; KIM, S. S.; KIM, Y. I.; KIM, Y. D. Quantitative evaluation of midpalatal suture maturation via fractal analysis. **Korean J Orthod**, Seoul Geochog-gu, v. 46, n. 5, p. 323-30, Sep 2016.

LANGLAIS, R. P.; LANGLAND, O. E.; NORTJÉ, C. J. **Decision making in dental radiology**. In: Diagnostic imaging of the jaws. Baltimore: Williams & Wilkins. 1995. cap. 1, p. 1-17.

LECOMBER, A. R.; YONEYAMA, Y.; LOVELOCK, D. J.; HOSOI, T.; ADAMS, A. M. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Erlangen, v. 30, n. 5, p. 255-9, Sep 2001

LEMOS, C. *et al.* **Sistema ósteo-articular**. In: BOGLIOLO. Patologia. Rio de Janeiro, RJ: Ed. Guanabara Koogan. 1994. cap. 26, p. 873-5.

LIBRIZZI, Z. T.; TADINADA, A. S.; VALIYAPARAMBIL, J. V.; LURIE, A. G.; MALLYA, S. M. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 140, n. 1, p. e25-30, Jul 2011.

LIND, P. M.; LIND, L.; LARSSON, S.; ORBERG, J. Torsional testing and peripheral quantitative computed tomography in rat humerus. **Bone**, New York, v. 29, n. 3, p. 263-70, Sep 2001.

LINDH, C.; OBRANT, K.; PETERSSON, A. Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v.98, n.1, p.102-9, Jul 2004.

LOPES, R.; BETROUNI, N. Fractal and multifractal analysis: A review. **Med Image Anal**, Amsterdam, v. 13, n. 4, p. 634-49. Aug 2009.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L.; HOWERTON, W. B. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 35, n. 4, p. 219-26, Jul 2006.

- LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 32, n. 4, p. 229-34, Jul 2003.
- MAKI, K.; INOU, N.; TAKANISHI, A.; MILLER, A. J. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, p. 95-101, 2003. Supplement.
- MAH, P.; REEVES, T. E.; MCDAVID, W.D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 39, n. 6, p. 323-35, Sep 2010.
- MANDELBROT, B. The Variation of Certain Speculative Prices. **The Journal of Business**, Chicago, v. 36, p. 394, 1963.
- MANDELBROT, B. **Fractals: Form. Chance and Dimension**. Freeman (Eds); 1977. p. 365.
- MARMULLA, R.; WÖRTCHE, R.; MÜHLING, J.; HASSFELD, S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 34, n. 1, p. 28-31, Jan 2005.
- MCGIVNEY, G. P.; HAUGHTON, V.; STRANDT, J. A.; EICHHOLZ, J. E.; LUBAR, D. M. A comparison of computer-assisted tomography and data gathering modalities in prosthodontics. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.1, n. 1, p.55-68, 1986.
- MISCH, K. A.; YI, E. S.; SARMENT, D. P. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. **J Periodontol**, Chicago, v. 77, n. 7, p. 1261-6, Jul 2006.
- MISCH, C. E. **Prótese sobre implantes**. Editora Santos: São Paulo, 2007.
- MOSTAFA, R. A.; ARNOUT, E. A.; ABO EL-FOTOUH, M. M. Feasibility of cone beam computed tomography radiomorphometric analysis and fractal dimension in assessment of postmenopausal osteoporosis in correlation with dual X-ray absorptiometry. **Dentomaxillofac Radiol**, England, v. 16, n. 2, 2016.
- MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P. T.; ANDREIS, I. A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, Berlin, v. 8, n. 9, p. 1558-64, 1998.
- MOLTENI, R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, New York, v. 116, n. 1, p. 105-19, Jul 2013.
- MUNDY, G. R. Cellular and molecular regulation of bone turnover. **Bone**, New York, v. 24. n. 5 Suppl, p. 35S-38S, May 1999.
- NACKAERTS, O.; MAES, F.; YAN, H.; COUTO SOUZA, P.; PAUWELS, R.; JACOBS, R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 22, n.8, p. 873-9, Aug 2011.

NAIR, M. K.; SEYEDAIN, A.; WEBBER, R. L.; NAIR, U. P.; PIESCO, N. P.; AGARWAL, S.; MOONEY, M. P.; GRÖNDAHL, H. G. Fractal analyses of osseous healing using tuned aperture computed tomography images. **Eur Radiol**, Berlin, v. 11, n. 8, p. 1510-15, 2001.

NAITOH, M.; HIRUKAWA, A.; KATSUMATA, A.; ARIJI, E. Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 21, n. 12, p. 1309-13, Dec 2010.

NOMURA, Y.; WATANABE, H.; SHIROTSU, K.; HONDA, E.; SUMI, Y.; KURABAYSHI, T. Stability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral content. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 24, n. 5, p. 543-8, May 2013.

OLIVEIRA, Maria Tereza Moura de et al . Avaliação da densitometria óssea de tecido ósseo neoformado após distração osteogênica mandibular. **Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá , v. 11, n. 1, p. 37-43, Feb 2006.

ORTH, R. C.; WALLACE, M. J.; KUO, M. D.; Technology Assessment Committee Of The Society Of Interventional Radiology. C-arm cone beam CT: General Principles and Technical Considerations for use in Interventional Radiology. **J Vasc Interv Radiol**, Reston, v.19, n. 6, p.814-20, Jun 2008.

PAPAIZ, E. G.; CARVALHO, P. L. **Métodos recentes de diagnóstico através da imagem**. In: FREITAS, A.; ROSA, J. E.; FARIA E SOUZA, I. Radiologia odontológica. 4. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1998. cap. 34, p. 667-684.

PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 44, n. 2, p. 371-94, Apr 2000.

PARSA, A.; IBRAHIM, N.; HASSAN, B.; MOTRONI, A.; VAN DER STELT, P.; WISMEIJER, D. Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 27, n. 6, p. 1438-42, Nov/Dec 2012.

PATRICK, S.; BIRUR, N. P.; GURUSHANTH, K.; RAGHAVAN, A. S.; GURUDATH, S. Comparison of gray values of cone-beam computed tomography with hounsfield units of multislice computed tomography: An in vitro study. **Indian J Dent Res**, Ahmedabad, v. 28, n. 1, p. 66-70, Jan/Feb 2017.

PAUWELS, R.; ARAKI, K.; SIEWERDSEN, J. H.; THONGVIGITMANEE, S. S. Technical aspects of dental CBCT: State of the art. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 44, n. 1, 2015a.

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; STAMATAKIS, H.; TSIKLAKIS, K.; WALKER, A.; BOSMANS, H.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R.; HORNER, K. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, New York, v. 114, n. 1, p. 127-35, Jul 2012.

PAUWELS, R.; FARUANGSAENG, T.; CHAROENKARN, T.; NGONPHLOY, N.; PANMEKIATE, S. Effect of exposure parameters and voxel size on bone structure analysis in CBCT. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 44, n. 8, 2015b.

PAUWELS, R.; JACOBS, R.; SINGER, S. R.; MUPPARAPU, M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 44, n. 1, 2015c.

PAUWELS, R.; NACKAERTS, O.; BELLAICHE, N.; STAMATAKIS, H.; TSIKLAKIS, K.; WALKER, A.; BOSMANS, H.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R.; HORNER, K.; SEDENTEXCT Project Consortium. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. **Br J Radiol**, London, v. 86, n. 1021, Jan 2013.

PLACHTOVICS, M.; BUJTAR, P.; NAGY, K.; MOMMAERTS, M. High-quality image acquisition by double exposure overlap in dental cone beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, New York, v. 117, n. 6, p. 760-7, Jun 2014.

ROBERTS, W. E.; GARRETO, L. P. **Fisiologia e metabolismo ósseos**. In: MISCH, C. *Implantes dentários contemporâneos*. 2. ed. São Paulo: Santos, 2006.

ROSS, M. H.; PAWLINA, W. **Ossos**. In: *Histologia. Texto e Atlas. Em correlação com biologia celular e molecular*. 5. ed. Rio de Janeiro: Ed Guanabara Koogan, 2006, cap. 8, p. 203-225.

SANCHEZ-MOLINA, D.; VELAZQUEZ-AMEIJIDE, J.; QUINTANA, V.; ARREGUI-DALMASES, C.; CRANDALL, J. R.; SUBIT, D.; KERRIGAN, J. R. Fractal dimension and mechanical properties of human cortical bone. **Med Eng Phys**, London, v. 35, n. 5, p. 576-82, May 2013.

SARKIS, A.; NOUJEIM, M.; NUMMIKOSKI, P. Bone density measurements in cone-beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 103, n. 2, Supl. Feb 2007.

SÁNCHEZ, I.; UZCÁTEGUI, G. Fractals in dentistry. **J Dent**, Kidlington, v. 39, n. 4, p. 273-92, Apr 2011.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, Ottawa, v. 72, n.1, p. 75-80, Feb 2006.

SCARFE, W. C.; LI, Z.; ABOELMAATY, W.; SCOTT, S. A.; FARMAN, A. G. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. **Aust Dent J**, Sydney, v. 57, suppl. 1, p. 46-60, Mar 2012.

SCHMUTH, G. P.; FREISFELD, M.; KÖSTER, O.; SCHÜLLER, H. The application of computerized tomography (CT) in cases of impacted maxillary canines. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 14, n. 4, p. 296-301, Aug 1992.

SCHULZE, D.; HEILAND, M.; THURMANN, H.; ADAM, G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 33, n. 2, p. 83-6, Mar 2004.

SHAPURIAN, T.; DAMOULIS, P. D.; REISER, G. M.; GRIFFIN, T. J.; RAND, W. M. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 21, n. 2, p. 290-7, Mar/Apr 2006.

SIEWERDSEN, J. H.; JAFFRAY, D. A. Cone-beam computed tomography with a flat-panel image: magnitude and effects of X-ray scatter. **Med Phys**, Maryland, v. 28, n. 1, p. 220-31, Feb 2001.

SILVA, I. M.; FREITAS, D. Q.; AMBROSANO, G. M.; BÓSCOLO, F. N.; ALMEIDA, S. M. Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 26, n. 6, p. 550-6, Nov/Dec 2012.

SOUTHARD, T. E.; SOUTHARD, K. A.; JAKOBSEN, J. R.; HILLIS, S. L.; NAJIM, C. A. Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 82, n. 5, p. 569-76, Nov 1996.

SOUTHARD, T. E.; SOUTHARD, K. A.; LEE, A. Alveolar process fractal dimension and postcranial bone density. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 486-91, Apr 2001.

SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, Supl., p. 31-6, 2003.

TOGASHI, K.; KITaura, H.; YONETSU, K.; YOSHIDA, N.; NAKAMURA, T. Three-dimensional cephalometric using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. **Angle Orthod**, Appleton, v. 72, n. 6, p. 513-20, Dec 2002.

TORRES, S. R.; CHEN, C. S.; LEROUX, B. G.; LEE, P. P.; HOLLENDER, L. G.; SCHUBERT, M. M. Fractal dimension evaluation of cone beam computed tomography in patients with bisphosphonate-associated osteonecrosis. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 40, n. 8, p. 501-55, Dec 2011.

UPDIKE, S. X.; NOWZARI, H. Fractal analysis of dental radiographs to detect periodontitis-induced trabecular changes. **J Periodontal Res**, Copenhagen, v. 43, n. 6, p.658-64, Dec 2008.

VÄÄNÄNEN, H. K. Mechanism of bone turnover. **Ann Med**, London, v. 25, n. 4, p. 353-9, Aug 1993.

VAN DESSEL, J.; HUANG, Y.; DEPYPERE, M.; RUBIRA-BULLEN, I.; MAES, F.; JACOBS, R. A comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on trabecular bone structures in the human mandible. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 42, n. 8, 2013.

VANNIER, M. W. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, Supl., p. 23-30, 2003.

VISSER, H. *et al.* **Doses to critical organs from computed tomography (CT)**. In: FARMAN, A. G. *et al.* Advances in maxillofacial imaging. Amsterdam: Elsevier, 1997. p. 401-6.

WAGLE, N.; DO, N. N.; YU, J.; BORKE, J. L. Fractal Analysis of the PDL-bone interface and implications for orthodontic tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v. 127, n 6, p. 655-61, Jun 2005.

WANG, P.; YAN, X. B.; LUI, D. G.; ZHANG, W. L.; ZHANG, Y.; MA, X. C. Detection of dental root fractures by using cone-beam computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, London, v. 40, n. 5, p. 290-8, Jul 2011.

WATTS, N. B. Clinical utility of biochemical markers of bone remodeling. **Clin Chem**, New York, v. 45, n. 8, p. 1359-68, Aug 1999.

WOJTOWICZ, A.; CHABEREK, S.; PIRINO, A.; MONTELLA, A.; BANDIERA, P.; KINSNER, A.; OSTROWSKI, K. The trabecular structure of developing human mandible. **Clin Orthod Res**, Copenhagen, v. 4, n. 3, p. 161-71, Aug. 2001.

YAMAMOTO, K.; UENO, K.; SEO, K.; SHINOHARA, D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, Supl., p.160-2, 2003.

YENI, Y. N.; CHRISTOPHERSON, G. T.; DONG, X. N.; KIM, D. G.; FYHRIE, D. P. Effect of microcomputed tomography voxel size on the finite element model accuracy for human cancellous bone. **J Biomech Eng**, New York, v. 127, n. 1, p. 1-8, Feb 2005.

YOO, S.; YIN, F. F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, Elmsford, v. 66, n. 5, p. 1553-61, Dec 2006.

## 9. ANEXO

### ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



#### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

##### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Avaliação comparativa da análise da dimensão fractal utilizando os tomógrafos i-CAT e PreXion 3D.

**Pesquisador:** Robert Vitral

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 64950016.5.0000.5147

**Instituição Proponente:** FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

##### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.998.591

##### Apresentação do Projeto:

A apresentação do projeto está clara, detalhada de forma objetiva, descreve as bases científicas que justificam o estudo, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, item III.

##### Objetivo da Pesquisa:

O Objetivo da pesquisa está bem delineado, apresenta clareza e compatibilidade com a proposta, tendo adequação da metodologia aos objetivos pretendido, de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013, item 3.4.1 - 4.

##### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O risco que o projeto apresenta é caracterizado como risco mínimo e estão adequadamente descritos, considerando que os indivíduos não sofrerão qualquer dano ou sofrerão prejuízo pela participação ou pela negação de participação na pesquisa e benefícios esperados. A avaliação dos Riscos e Benefícios estão de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, itens: III; III.2 e V.

##### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem estruturado, apresenta o tipo de estudo, número de participantes, critério de inclusão e exclusão, forma de recrutamento. As referências bibliográficas são atuais, sustentam os

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N  
**Bairro:** SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900  
**UF:** MG **Município:** JUIZ DE FORA  
**Telefone:** (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesq@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 1.998.591

objetivos do estudo e seguem uma normatização. O cronograma mostra as diversas etapas da pesquisa, além de mostra que a coleta de dados ocorrerá após aprovação do projeto pelo CEP.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O protocolo de pesquisa está em configuração adequada, apresenta FOLHA DE ROSTO devidamente preenchida, com o título em português, identifica o patrocinador pela pesquisa, estando de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra a; e 3.4.1 item 16. Apresenta o TERMO DE DISPENSA DO TCLE de acordo com a Resolução CNS 466 de 2012, item: IV.8. O Pesquisador apresenta titulação e experiência compatível com o projeto de pesquisa, estando de acordo com as atribuições definidas no Manual Operacional para CPEs.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Diante do exposto o projeto está aprovado, pois está de acordo com os princípios éticos norteadores da ética em pesquisa estabelecido pela Res. 466/12 CNS e com a Norma Operacional número 001/2013 CNS. Data prevista para termino da pesquisa: Outubro de 2017.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 466/12 e com a Norma Operacional N°001/2013 CNS, manifesta-se pela APROVAÇÃO do protocolo de pesquisa proposto. Vale lembrar ao pesquisador responsável pelo projeto, o compromisso de envio ao CEP de relatórios parciais e/ou total de sua pesquisa informando o andamento da mesma, comunicando também eventos adversos e eventuais modificações no protocolo.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_815785.pdf	14/02/2017 14:09:41		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	dispensa.pdf	14/02/2017 14:08:57	CARLOS EDUARDO PELINSON TOLEDO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.pdf	13/02/2017 16:21:43	CARLOS EDUARDO PELINSON TOLEDO	Aceito

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N  
 Bairro: SAO PEDRO CEP: 36.036-900  
 UF: MG Município: JUIZ DE FORA  
 Telefone: (32)2102-3788 Fax: (32)1102-3788 E-mail: cep.propesq@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 1.998.591

Folha de Rosto	Folhaderostoprojeto.pdf	31/10/2016 16:55:20	CARLOS EDUARDO PELINSON TOLEDO	Aceito
----------------	-------------------------	------------------------	-----------------------------------	--------

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

JUIZ DE FORA, 04 de Abril de 2017

---

**Assinado por:**  
**Vânia Lúcia Silva**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N  
**Bairro:** SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900  
**UF:** MG **Município:** JUIZ DE FORA  
**Telefone:** (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesq@ufjf.edu.br

## 1. INTRODUCTION

In the analysis of craniofacial skeletal structures, conventional radiographic examinations poorly display anatomical features due to the overlapping of bone structures [1]. In these situations, computed tomography scan is the exam of choice, because it eliminates overlapping images and allows cross-sectional visualization. One of the main advantages of cone-beam computed tomography (CBCT) is the reduced radiation dose, which is 40% lower than in fan beam computed tomography [2]. Furthermore, its clinical application in the field of craniofacial radiology is widely diffused [3, 4].

Tomographic images allow accurate linear and angular (quantitative) measurements of the structures evaluated [5] and also qualitative analysis of bone structures, through alveolar bone mineral density [6-8] and fractal dimension assessment [9, 10].

The unit of measurement used in fan beam computed tomography for bone mineral density is the Hounsfield Unit (HU). Each tissue is represented by the amount of X-ray photons absorbed [9]. In CBCT, a non-uniform angular distribution of the intensity of the X-ray beams leads to non-uniformity of HU measurements. Because the HU values are not applicable in CBCT [11], the fractal analysis has been suggested as an alternative for bone quality assessment [9].

Fractal dimension means strictly the fractional or irrational number that characterizes the geometry of a fractal [12]. Using a fractal model, it is possible to characterize the irregular trabecular structure of the bone tissue through the fractal geometric analysis of its image. Many studies are being conducted using fractal analysis, and their usefulness in dental research has been demonstrated [13].

In clinical practice, the quality of CBCT images and the ability of CBCT to display anatomic features are influenced by a number of variables, such as the scanning unit, the field of view (FOV), examined object, examination time, tube voltage and amperage, and also spatial resolution defined by the voxel size [14]. Librizzi *et al.*, in 2011 [15], found that the diagnostic efficacy of CBCT scans for the evaluation of erosive changes in the temporomandibular joint is highest for 6-inch FOV and lowest for 12-inch FOV. It is important to ponder that the comparison of CBCT examinations with different voxel settings is relevant to understand the impact of the inherent image quality on the reliability and accuracy of the diagnostic outcome.

The present study aims to compare the results of fractal analysis of images of the same structure, performed by two conical beam computerized tomography scanning machines operated with different FOVs.

## 2. METHODOLOGY

### 2.1. Material

The sample consisted of two CBCT scans of the same individual's mandible, performed with i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) and PreXion 3D Elite (PreXion, Inc, San Mateo, CA, USA), with a 1-week interval between the scans. The sample belongs to the Faculty of Dentistry of the Federal University of Juiz de Fora (UFJF) archive. The UFJF Research Ethics Committee, under the consubstantiated statement number 1.998.591, approved this study.

### 2.2. Method

Imaging was performed with i-CAT Next Generation and PreXion 3D Elite.

i-CAT Next Generation settings were: field of view (FOV) 130 × 160 mm; tube voltage 120 kVp; tube current 3 - 7 mA; voxel 0.25 mm; rotation time 26.9 s. PreXion 3D Elite settings were: field of view (FOV) 81 × 75 mm; tube voltage 90 kVp; tube current 4 mA; voxel 0.147 mm; rotation time 19 s. While undergoing CBCT, the individual was seating, with his chin on the appropriate rest, Frankfort plane parallel to the ground surface, sagittal plane perpendicular to the ground surface, and mandible in the maximum intercuspal position. The field of view was positioned so that the mandible body occupied its mid vertical third. The images provided by the two CBCT scanners were stored in multiple uncompressed DICOM format.

### 2.2.1. Selection and Determination of Images

The initial selection of the images was performed in the Radiant program (RadiAnt DICOM Viewer, version 3.4.1). All images used were from the mandible in the axial plane, from the first inferior image that contained the mentum, passing through the image of the left mental foramen, to the last upper image containing the image of the right mental foramen completely delimited by cortical bone. After the selection of the images, they were exported to DICOM format.

### 2.2.2. Image Rotation Correction

When comparing the images from the two CBCT scanners in the Image J program (US National Institutes of Health, Bethesda, MD, version 1.51a), it was noticed that there were small positioning discrepancies between the devices, therefore causing small rotations in the three cutting planes. Thus, using element 41 as a reference, the rotation of the mesio-distal incisal axis was initially corrected to obtain its horizontal position in the image, using the rotation tool. In the new sets of images created, new slices from left to right were made in order to obtain new images, which were orthogonal to the mesio-distal axis of element 41. In these sliced-images, the shape of the root canal was evaluated and all images were rotated so that the long axis of the root canal of element 41 was vertical. In these two new sets of images, new slices were made from left to right, and in the two frontal images from the two CBCT scanners which showed the long axis of the root canal of element 41, the vertical inclination of its long axis was evaluated and all images were rotated so that the long axis of the root canal of the element 41 was completely vertical. Finally, in these two new sets of images, new top-down slices were made, obtaining then two sets of images which were orthogonal to the root canal of element 41, in which all the fractal analysis were performed.

### 2.2.3. Comparative Evaluation Using Fractal Analysis

The two sets of images, orthogonal to the root canal of element 41, from both CBCT scanners, were analyzed in the ImageJ program for the determination of the fractal dimensions. Two regions of interest (ROI) were chosen: one anterior in the region of the mentum measuring  $10 \times 3.75$  mm and another in the region of the mental foramen D measuring  $4 \times 4$  mm. The coordinates 66.25 (x) and 27.75 (y), and 35.01 (x) and 14.29 (y) were used for the selection of the ROI's of the mentum, and the coordinates 49.25 (x) and 37.25 (y), and 15.70 (x) and 24.18 (y) for the selection of the mental foramen ROI's in the images from i-Cat and PreXion 3D scanners, respectively. This way, we determined that the ROI from the i-Cat images are the same as those from the PreXion 3D images (Figures 1-8). Figures 1-8 represent the first and last images of each region studied for each tomograph.

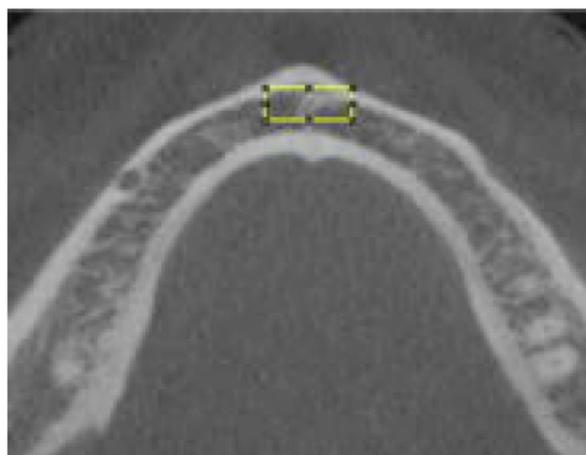
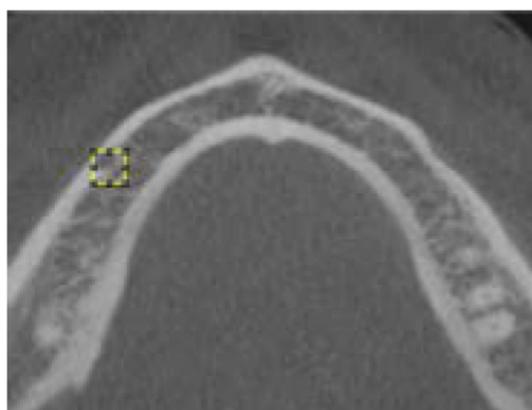


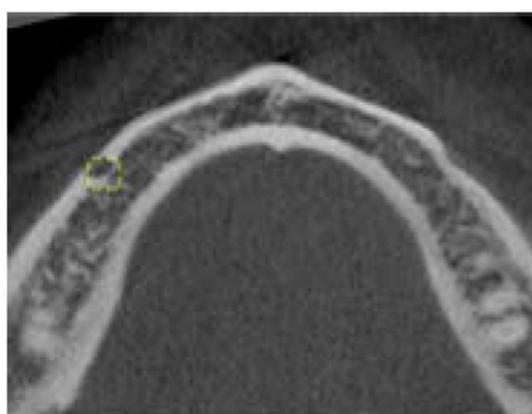
Figure 1. ROI of mentum in i-Cat.



**Figure 2.** ROI of mentum in PreXion 3D.



**Figure 3.** ROI of mental foramen in i-Cat.



**Figure 4.** ROI of mental foramen in PreXion 3D.

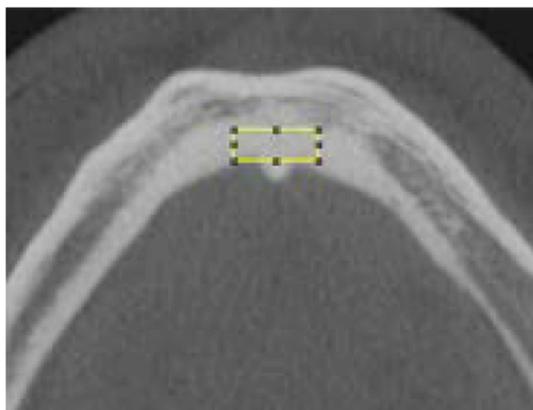


Figure 5. ROI of mentum in the i-Cat.



Figure 6. ROI of mentum in PreXion 3D.

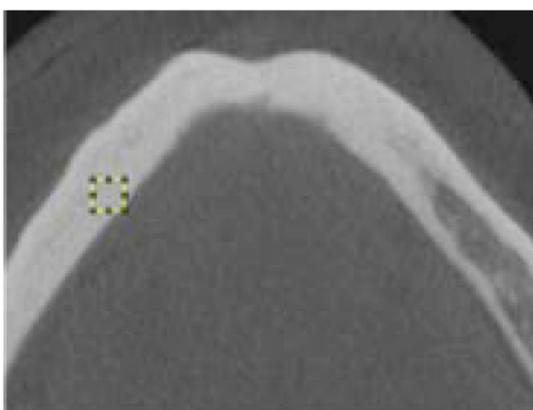
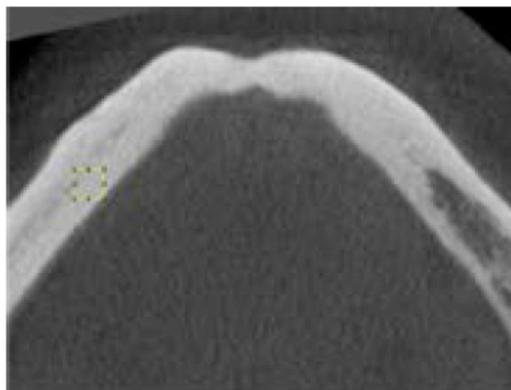


Figure 7. ROI of mental foramen in i-Cat.



**Figure 8.** ROI of mental foramen in PreXion 3D.

With these coordinates set, ImageJ program then provided 36 and 57 ROI's of the mentum (with  $40 \times 15$  and  $64 \times 24$  pixel resolution) and 43 and 70 ROI's of the mental foramen (with  $16 \times 16$  and  $26 \times 26$  pixels resolution) from i-Cat and Prexion 3D scanners, respectively, all containing only bone structure for fractal analysis. Three comparisons between the measurements obtained from the fractal analysis were made between the two tomography scanners: the first, among the fractal analysis of the mentum region. The second, between the fractal analysis of the region of the mental foramen. And the third, between the fractal analysis of the two regions together.

Then, all selected ROI's were duplicated and converted from 16 to 8 bits. Then the images were once again duplicated and darkened by a Gaussian filter with a 35-pixel diameter, step in which the whole structure was removed in fine and medium scale and only large variations in density were maintained. In the next step, this image was subtracted from the original image. In the resulting image, 128 grayscale was assigned. The next step was to transform the resulting image into a binary image, in order to perform the erosion step. In order to dilate the image, each pixel was replaced with the maximum value of the neighboring pixels. In the inversion, the image of the previous result was inverted, and the image changed from white to black and vice versa, making it easier to count. Then, skeletonization was performed. In this process, the pixels of the edges of the images were removed until the image was reduced to a single broad skeleton the size of a pixel. The analysis was carried out in the skeletized images, generating, finally, the values of the fractal dimension. In order to confirm the results obtained, the skeletonized image was superimposed on the initial image, ensuring that the skeletonization corresponded to the original image.

#### 2.2.4. Statistical Analysis

A single evaluator, experienced in CBCT images, performed the selection of the tomographic images and the fractal analysis and the intraclass correlation coefficient determined the intra-examiner reliability. This was calculated by determining the fractal analysis of 15 randomly selected images, measured twice, with a 30 day interval between measurements. To verify the normality of the data, Shapiro-Wilk test was applied. The Mann-Whitney U, Levene and T tests were applied in order to compare the fractal analysis obtained by the two CBCT scanners.

Statistical analysis was performed with significance level of 5% and processed in SPSS Statistics 23.0 (IBM Corporation, Armonk, USA).

### 3. RESULTS

The intraclass correlation coefficient result was 0.988, indicating a high similarity between the measurements.

Three comparisons between the measurements obtained from the fractal analysis were made between the two scanners. It was found that the mean of the samples in the three comparisons was higher for PreXion 3D scanner (Table 1). A normality test was performed for each comparison group. For the mentum samples, only those from the i-Cat scanner did not match the normal distribution. For the mental foramen samples, only those from the PreXion 3D scanner did not match the normal distribution. In the comparison of the samples together, the measurements of fractal analysis matched the normal distribution (Table 2).

Because in mentum and mental foramen comparisons at least one scanner sample did not match the normal distribution, the Mann-Whitney U test was applied, a nonparametric alternative to the t-test to compare the means of two groups. The p value of the test was 0.000, for both comparisons, indicating that there was a significant difference between the fractal dimensions of the images obtained with i-Cat and PreXion 3D scanners, at a 5% confidence level.

The t-test was used in the third comparison, which included all mentum and mental foramen samples, as both devices offered samples that, when compared all together, matched the normal distribution. The Levene test evaluates the hypothesis that the group variances are the same. As the significance associated with the test was  $p = 0.000$ , we conclude that the variances are different. Observing the significance of t-test we noticed that, being lower than 0.05, there is a difference between the fractal dimensions (Table 3).

**Table 1.** Descriptive statistics of fractal analysis.

Descriptive Statistics	Mentum		Mental Forame		Mentum and Mental Foramen	
	i-Cat	PreXion 3D	i-Cat	PreXion 3D	i-Cat	PreXion 3D
Images	36	57	43	70	79	127
Mean	1.029	1.256	0.819	1.112	0.917	1.175
Standard Deviation	0.116	0.088	0.128	0.094	0.161	0.116
Minimum	0.824	1.044	0.538	0.866	0.538	0.866
Maximum	1.192	1.398	1.074	1.274	1.192	1.398

**Table 2.** Normality test (Shapiro-Wilk).

Shapiro-Wilk	Mentum		Mental Forame		Mentum and Mental Foramen	
	i-Cat	PreXion 3D	i-Cat	PreXion 3D	i-Cat	PreXion 3D
Statistics	0.925	0.962	0.981	0.941	0.974	0.984
df	36	56	41	0,69	77	125
Sig.	0.018	0.078	0.728	0.003	0.118	0.143

**Table 3.** Independent sample test.

	Levene Test		<i>t Test</i>		
	Variance	Z	Sig.	t	Sig.
Sample measurements	assumed equal	14.899	0.000	-13.190	0.000
	not assumed			-12.213	0.000

#### 4. DISCUSSION

Recently, there has been a tendency to use conical beam computed tomography in dental exams [16]. Because of the distortion of CBCT measurement from dental CT values, there has been debate on whether CBCT measurement can be used to infer bone mineral densities [9, 17]. Some relevant features of the bone structure, such as those based on fractal analysis, may still provide discriminative information to separate different trabecular patterns [18]. In the field of oral and maxillofacial radiology, the fractal analysis has been used to evaluate bone density [9, 10, 19]. According to Southard *et al.*, in 1996 [20], there is a positive relation between the fractal dimension and the alveolar bone density. As the bone density increases, so does the fractal dimension. Using the fractal dimension of children's mandible images, Wojtowicz *et al.*, in 2001 [21], showed the increasing complexity of trabecular patterns as the bone grew, and Nair *et al.*, in 2001 [22], and Heo *et al.*, in 2002 [23], reported that the fractal dimension increased during the bone recovery process.

There are several parameters that may influence the quality of a CT scan, such as FOV size, type of detector and reconstructed voxel size, and the unit itself [14]. These parameters vary between CBCT units and with different imaging protocols of the same unit [15]. The higher number of images selected from PreXion 3D scanner compared to i-Cat for the same bone segment is due to the fact that PreXion 3D presents a smaller voxel. The Image J program identifies and maintains the original voxel of the device used when creating new slices.

These parameters may lead to differences in image resolution and may be varied according to the diagnostic task, but protocols for specific diagnostic tasks in dentistry have not yet been established. Small-volume CBCT scanners (PreXion 3D) are known to generate higher resolution images compared to large-volume (i-Cat) CBCT scans (LEE, 2008). When performing the small volume CBCT, Wang *et al.*, in 2011 [24], found higher levels of precision (91.9%). In addition, large volume CBCT exposes patients to a higher dose of radiation compared to small volume [15] because of the greater area of incidence of x-rays. The selected images from i-Cat scanner presented  $40 \times 15$  pixels and  $16 \times 16$  pixels while those from PreXion 3D scanner presented  $64 \times 24$  pixels and  $26 \times 26$  pixels in the mentum region and the mental foramen respectively.

Van Dessel *et al.*, in 2013 [25], compared the parameters of the bone structure at 90 and 70 kV, without setting the radiation dose (dose index: 3.4 - 8.1 mGy) and concluded that the kV effect was not as pronounced as the mA. Pawels *et al.*, in 2015 [26], compared the fractal dimension and other parameters of the bone structure using three combinations of tube voltage (kV) and tube exposure time (mA). They concluded that most bone structure parameters are not affected by kV if the radiation dose is constant. However, the trabecular structure parameters, including the fractal dimension, were strongly affected by voxel size: they gradually decreased in larger voxel sizes. This is in agreement with the spatial resolution decreasing in larger voxel sizes [27] leading to a loss of detail in the trabecular bone, which can be seen as a "fusion" of adjacent trabeculae.

Baksi and Filder, in 2012 [28], when evaluating the effect of exposure time and image resolution on fractal dimension of periapical bone on images obtained using a storage phosphor plate system, found that images obtained with super-resolution scanning gave significantly higher fractal dimensions than high-resolution images for all exposures. The fractal dimension values decreased as the exposure time increased for both resolutions. Higher fractal dimension was found for super-resolution images and lower exposure time.

Fractal analysis of CBCT images is generally used in researches that use the same model of computerized tomography scans machines, only varying the parameters of the image taking. Fractal analysis is eventually used in conjunction with other analysis, such as: CT values, histogram analysis, dual-energy X-ray absorptiometry (DXA method) and bone mineral density (BMD) measured by DXA [29].

The differences in fractal dimension values reflect the bone density differences between individuals, and it may be impracticable to directly compare these values between individuals. This is supported by the fact that different studies on the fractal dimension of the normal maxillary bone produced different nor-

mal values [19].

The methods of determining fractal dimension are extremely diverse, for example simplified spatial methods (such as the caliper method, tile counting method, and pixel dilation method), general spatial methods (such as the box counting method, intensity variance method, Hurst method, variation method, and blanket method), and spectral methods (such as spatial and spectral methods and the power spectrum method) [30]. Geraets and van der Stelt, in 2000 [30], found that the fractal dimensions reported in studies using fractal analysis for bone diseases differ according to the methods used. Then, because the fractal dimensions may differ according to the calculation methods used, it is necessary to unify the methods used for clinical applications.

In this study, images with higher resolution and higher averages of the fractal dimensions were obtained from PreXion 3D compared to those from i-Cat. Thus, the results of this study do not support the comparison of fractal dimensions between different CBCT scanners.

## 5. CONCLUSION

The result of this study allows us to conclude that all the tests comparing the averages of the fractal dimension of the images obtained with i-CAT and PreXion 3D showed statistically significant differences and that larger averages were observed in the fractal analysis from PreXion 3D.

## CONFLICTS OF INTEREST

The authors declare no conflicts of interest regarding the publication of this paper.

## REFERENCES

1. Palacios, E., Valvassori, G.E., Shannon, M. and Reed, C.F. (1990) *Magnetic Resonance of the Temporomandibular Joint: Clinical Considerations, Radiography, Management*. Thieme Medical Publishers, New York.
2. Silva, M.A., Wolf, U., Heinicke, F., Bumann, A., Visser, H. and Hirsch, E. (2008) Cone-Beam Computed Tomography for Routine Orthodontic Treatment Planning: A Radiation Dose Evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **133**, 640.e1-640.e5. [https://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(08\)00060-7/fulltext](https://www.ajodo.org/article/S0889-5406(08)00060-7/fulltext)
3. Guerrero, M.E., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P. and van Steenberghe, D. (2006) State-of-the-Art on Cone Beam CT Imaging for Preoperative Planning of Implant Placement. *Clinical Oral Investigations*, **10**, 1-7. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0031-2>
4. Loubele, M., Maes, F., Schutyser, F., Marchal, G., Jacobs, R. and Suetens, P. (2006) Assessment of Bone Segmentation Quality of Cone-Beam CT versus Multislice Spiral CT: A Pilot Study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, **102**, 225-234. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.10.039>
5. Kahl, B., Fischbach, R. and Gerlach, K.L. (1995) Temporomandibular Joint Morphology in Children after Treatment of Condylar Fractures with Functional Appliance Therapy: A Follow-Up Study Using Spiral Computed Tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, **24**, 37-45. <https://doi.org/10.1259/dmfr.24.1.8593906>
6. Sato, H., Kawamura, A., Yamaguchi, M. and Kasai, K. (2005) Relationship between Masticatory Function and Internal Structure of the Mandible Based on Computed Tomography Findings. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **128**, 766-773. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.05.046>
7. Turkyilmaz, I., Tözüm, T.F. and Tumer, C. (2007) Bone Density Assessments of Oral Implant Sites Using Computerized Tomography. *Journal of Oral Rehabilitation*, **34**, 267-272. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01689.x>
8. Hsu, J.T., Chang, H.W., Huang, H.L., Yu, J.H., Li, Y.F. and Tu, M.G. (2010) Bone Density Changes around Teeth during Orthodontic Treatment. *Clinical Oral Investigations*, **15**, 511-519.

- <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0410-1>
9. Hua, Y., Nackaerts, O., Duyck, J., Maes, F. and Jacobs, R. (2009) Bone Quality Assessment Based on Cone Beam Computed Tomography Imaging. *Clinical Oral Implants Research*, **20**, 767-771. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01677.x>
  10. Torres, S.R., Chen, C.S.K., Leroux, B.G., Lee, P.P., Hollender, L.G. and Schubert, M.M. (2011) Fractal Dimension Evaluation of Cone Beam Computed Tomography in Patients with Bisphosphonate-Associated Osteonecrosis. *Dentomaxillofacial Radiology*, **40**, 501-505. <https://doi.org/10.1259/dmfr/14636637>
  11. Campos, M.J., de Souza, T.S., Mota Júnior, S.L., Fraga, M.R. and Vitral, R.W. (2014) Bone Mineral Density in Cone Beam Computed Tomography: Only a Few Shades of Gray. *World Journal of Radiology*, **6**, 607-612. <https://doi.org/10.4329/wjr.v6.i8.607>
  12. Assis, T.A., Vivas Miranda, J.G., Mota, F.B., Andrade, R.F.S. and Castilho, C.M.C. (2008) Geometria Fractal: Propriedades e características de fractais ideais. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, **30**, 2304.1-2304.10.
  13. Sánchez, I. and Uzcátegui, G. (2011) Fractals in Dentistry. *Journal of Dentistry*, **39**, 273-292. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.01.010>
  14. Kamburoglu, K., Murat, S., Kolsuz, E., Kurt, H., Yuksel, S. and Paksoy, C. (2011) Comparative Assessment of Subjective Image Quality of Cross-Sectional Cone-Beam Computed Tomography Scans. *Journal of Oral Science*, **53**, 501-508. <https://doi.org/10.2334/josnusd.53.501>
  15. Librizzi, Z.T., Tadinada, A.S., Valiyaparambil, J.V., Lurie, A.G. and Mallya, S.M. (2011) Cone-Beam Computed Tomography to Detect Erosions of the Temporomandibular Joint: Effect of Field of View and Voxel Size on Diagnostic Efficacy and Effective Dose. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **140**, e25-e30. [https://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(11\)00326-X/fulltext](https://www.ajodo.org/article/S0889-5406(11)00326-X/fulltext)
  16. Alamri, H.M., Sadrameli, M., Alshalhob, M.A., Sadrameli, M. and Alshehri, M.A. (2012) Applications of CBCT in Dental Practice: A Review of the Literature. *General Dentistry*, **60**, 390-400.
  17. Katsumata, A., Hirukawa, A., Noujeim, M., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Ariji, E. and Langlais, R.P. (2006) Image Artifact in Dental Cone-Beam CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, **101**, 652-657. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.027>
  18. Ling, H., Yang, X., Li, P., Megalooikonomou, V., Xu, Y. and Yang, J. (2014) Cross Gender-Age Trabecular Texture Analysis in Cone Beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, **43**, Article ID: 20130324. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130324>
  19. Southard, T.E., Southard, K.A. and Lee, A. (2001) Alveolar Process Fractal Dimension and Postcranial Bone Density. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, **91**, 486-491. <https://doi.org/10.1067/moe.2001.112598>
  20. Southard, T.E., Southard, K.A., Jakobsen, J.R., Hillis, S.L. and Najim, C.A. (1996) Fractal Dimension in Radiographic Analysis of Alveolar Process Bone. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, **82**, 569-576. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(96\)80205-8](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(96)80205-8)
  21. Wojtowicz, A., Chaberek, S., Pirino, A., Montella, A., Bandiera, P., Kinsner, A. and Ostrowski, K. (2001) The Trabecular Structure of Developing Human Mandible. *Orthodontics and Craniofacial Research*, **4**, 161-171. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0544.2001.040306.x>
  22. Nair, M.K., Seyedain, A., Webber, R.L., Nair, U.P., Piesco, N.P., Agarwal, S., Mooney, M.P. and Gröndahl, H.G. (2001) Fractal Analyses of Osseous Healing Using Tuned Aperture Computed Tomography Images. *European Radiology*, **11**, 1510-1515. <https://doi.org/10.1007/s003300000773>
  23. Heo, M.S., Park, K.S., Lee, S.S., Choi, S.C., Koak, J.Y., Heo, S.J., Han, C.H. and Kim, J.D. (2002) Fractal Analysis of Mandibular Bony Healing after Orthognathic Surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, **94**, 763-767. <https://doi.org/10.1067/moe.2002.128972>

24. Wang, P., Yan, X.B., Lui, D.G., Zhang, W.L., Zhang, Y. and Ma, X.C. (2011) Detection of Dental Root Fractures by Using Cone-Beam Computed Tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, **40**, 290-298. <https://doi.org/10.1259/dmfr/84907460>
25. Van Dessel, J., Huang, Y., Depypere, M., Rubira-Bullen, I., Maes, F. and Jacobs, R. (2013) A Comparative Evaluation of Cone Beam CT and Micro-CT on Trabecular Bone Structures in the Human Mandible. *Dentomaxillofacial Radiology*, **42**, Article ID: 20130145. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130145>
26. Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J.H. and Thongvigitmanee, S.S. (2015) Technical Aspects of Dental CBCT: State of the Art. *Dentomaxillofacial Radiology*, **44**, Article ID: 20140224. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>
27. Pauwels, R., Faruangaeng, T., Charoenkarn, T., Ngonphloy, N. and Panmekiate, S. (2015) Effect of Exposure Parameters and Voxel Size on Bone Structure Analysis in CBCT. *Dentomaxillofacial Radiology*, **44**, Article ID: 20150078.
28. Baksi, B.G. and Fidler, A. (2012) Image Resolution and Exposure Time of Digital Radiographs Affects Fractal Dimension of Periapical Bone. *Clinical Oral Investigations*, **16**, 1507-1510. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0639-3>
29. Mostafa, R.A., Arnout, E.A. and El-Fotouh, M.M. (2016) Feasibility of Cone Beam Computed Tomography Radiomorphometric Analysis and Fractal Dimension in Assessment of Postmenopausal Osteoporosis in Correlation with Dual X-Ray Absorptiometry. *Dentomaxillofacial Radiology*, **45**, Article ID: 20160212.
30. Geraets, W.G. and van der Stelt, P.F. (2000) Fractal Properties of Bone. *Dentomaxillofacial Radiology*, **29**, 144-153. <https://doi.org/10.1038/sj.dmfr.4600524>