

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Adriano de Oliveira Loures**

**Análise da dimensão fractal em mandíbula:** Correlação entre tomografia computadorizada de feixe cônico, radiografia periapical digital e microtomografia computadorizada

Juiz de Fora  
2022

**Adriano de Oliveira Loures**

**Análise da dimensão fractal em mandíbula:** Correlação entre tomografia computadorizada de feixe cônico, radiografia periapical digital e microtomografia computadorizada

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Área de Concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Gustavo Davi Rabelo

Coorientadora: Profa. Dra. Karina Lopes Devito

Juiz de Fora

2022

Loures, Adriano de Oliveira.

Análise da dimensão fractal em mandíbula: : Correlação entre tomografia computadorizada de feixe cônico, radiografia periapical digital e microtomografia computadorizada / Adriano de Oliveira Loures. -- 2022.

58 p.

Orientador: Gustavo Davi Rabelo

Coorientadora: Karina Lopes Devito

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, 2022.

1. Dimensão Fractal. 2. Radiologia . 3. Odontologia. I. Rabelo, Gustavo Davi, orient. II. Devito, Karina Lopes, coorient. III. Título.

**Adriano de Oliveira Loures**

**Análise da dimensão fractal em mandíbula: Correlação entre tomografia computadorizada de feixe cônico, radiografia periapical digital e microtomografia computadorizada**

Dissertação  
apresentada ao  
Programa de Pós-  
graduação em  
Odontologia  
da Universidade  
Federal de Juiz de  
Fora como requisito  
parcial à obtenção do  
título de Mestre em  
Odontologia. Área de  
concentração:  
Clínica Odontológica

Aprovada em 17/08/20223.

**BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Dr. Gustavo Davi Rabelo** - Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

**Prof. Dr.<sup>a</sup> Karina Lopes Devito** - Coorientadora  
Universidade Federal de Juiz de Fora

**Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos**  
Universidade Federal de Juiz de Fora

**Prof. Dr. Maurício Malheiros Badaró**  
Universidade Federal de Santa Catarina

Juiz de Fora, 02/08/2022.



Documento assinado eletronicamente por **Gustavo Davi Rabelo, Usuário Externo**, em 17/08/2022, às 10:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Karina Lopes Devito, Professor(a)**, em 17/08/2022, às 10:43, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcio Jose da Silva Campos, Professor(a)**, em 17/08/2022, às 10:47, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Mauricio Malheiros Badaró, Usuário Externo**, em 17/08/2022, às 10:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf ([www2.ufjf.br/SEI](http://www2.ufjf.br/SEI)) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **0891451** e o código CRC **24AEF977**.

Dedico este trabalho a minha mãe pelo apoio e amor incondicionais, ao meu pai por ser um exemplo em minha vida e a todos os amigos e professores que percorreram comigo essa jornada. Chegar até aqui não foi fácil, e se hoje comemoro essa conquista, devo àqueles que estiveram ao meu lado em todos os momentos. Muito obrigado!

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, por me dar sabedoria, força, pelas oportunidades que tem me proporcionado e por sempre guiar meu percurso.

Ao meu irmão e a minha família por me incentivarem neste caminho, pela torcida, paciência, incentivo durante esta trajetória e por participar ativamente com palavras, estímulos, benefícios e amor.

Meu reconhecimento e admiração ao meu orientador Prof. Dr. Gustavo Davi Rabelo, por toda atenção, paciência, dedicação e por ter me dado sempre todo suporte necessário para que pudesse realizar este trabalho.

Aos professores Björn Busse e Katharina Jäen, junto com os pesquisadores Erick F. Grisolia-Seifert e Simon von Kroge, do Departamento de Osteologia e Biomecânica, Heisenberg Research Group, da University Medical Center Hamburg-Eppendorf, na cidade de Hamburgo, na Alemanha.

À Profa. Dra. Karina Lopes Devito por toda a atenção comigo nas minhas dúvidas ali presentes, pelos ensinamentos na área da Imaginologia e por ter cedido o setor de Radiologia da faculdade para que eu pudesse realizar este estudo.

Agradeço a participação nos projetos de extensão intitulados “Serviço Especializado de Cirurgia Oral – SECO”, e “Liga Acadêmica de Prevenção ao Câncer de Boca – LAPCAB”, ambos da Faculdade de Odontologia da UFJF, além de agradecimento especial a seus respectivos coordenadores, Profa. Dra. Neuza Maria Souza Picorelli e Prof. Dr. Eduardo Machado Vilela, que abriram as portas para que eu acompanhasse as atividades e assim, pudesse realizar este estudo.

À Profa. Dra. Maria Inês da Cruz Campos, do ICB da UFJF, que ofereceu parceria e significativa contribuição para o conhecimento e enriquecimento deste estudo.

À Valéria de Vasconcellos, Letícia Barbosa Gonçalves, Cláudio Leite da Silva Júnior e Laura Machado Ferraz Santos pela ajuda, paciência e atenção dada até aqui. A contribuição de vocês foi de suma importância para que hoje eu pudesse finalizar o mestrado.

A minha companheira de mestrado Daniella Guedes Figueiredo Lopes, que sempre me ajudou e esteve comigo nas horas mais difíceis da pós-graduação. Aos alunos de graduação que me ajudaram e hoje são meus amigos, agradeço por ter conhecido vocês.

Aos amigos que essa trajetória me trouxe, principalmente, a Danielle Fernandes Lopes, Yuri de Lima Medeiros e Matheus Sampaio de Oliveira, que sempre estiveram ali nos momentos que mais precisei.

Meu agradecimento também aos pacientes que cederam parte do seu tempo para aprimorar o meu conhecimento e pela confiança depositada em mim.

E todos os meus agradecimentos aos professores os quais tive o privilégio de conviver, aprender e aprimorar meus conhecimentos durante este período, estando citados aqui ou não, cumpridores assim do seu grande papel de ensinar.

E, aos demais familiares, amigos e colegas, que de uma maneira ou de outra me auxiliaram nesta jornada, o meu muito obrigado!



## RESUMO

A Dimensão Fractal (DF) representa o nível de complexidade e de ocupação do espaço por um objeto fractal. O objetivo do estudo foi identificar se existe correlação entre os valores de DF obtidos em imagens advindas de do uso de Raios-X em resoluções distintas: a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), a Microtomografia Computadorizada ( $\mu$ CT) e a Radiografia Periapical Digital (RPD). Foi realizado um estudo prospectivo transversal que incluiu pacientes saudáveis maiores de 18 anos, que necessitaram de manipulação óssea para exodontia dos terceiros molares e que possuíam o exame de TCFC prévio à cirurgia. Foi realizada coleta de fragmento ósseo na região retromolar, que foram radiografados no aparelho de RPD. Posteriormente, foram processados e incluídos em metilmetacrilato, então escaneados na  $\mu$ CT. Regiões de Interesse (ROIs) foram criadas separadamente nas porções cortical e trabecular para avaliação da DF: 1) TCFC: 6 ROIs (25 x 25 *pixels*) em três cortes parasagittais; 2) RPD: 2 ROIs (64 x 64 *pixels*); 3)  $\mu$ CT: 6 ROIs (90 x 90 *pixels*). Os valores de DF foram obtidos por dois métodos de processamento de imagem: por meio da binarização (DFc) e pelo método baseado na análise das imagens diretamente em escala de cinza (DFg), utilizando o *software* ImageJ. Nestas ROIs, além da DF, também foram avaliados dados do histograma de desvio-padrão e média dos valores de cinza para RPD e TCFC, e, para  $\mu$ CT, foram avaliados parâmetros microarquiteturais da cortical óssea e da porção trabecular. Foi realizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk, seguido do teste de correlação de Spearman ou Pearson (nível de significância de 5%). Houve correlação negativa entre DFc e DFg na porção cortical na TCFC ( $p$  0,01,  $r$ -0,61). Na  $\mu$ CT, não houve correlação entre DF e os parâmetros analisados na porção trabecular, e na cortical houve uma tendência de correlação negativa de DFg com a superfície óssea ( $p$  0,05,  $r$ -0,48). Entre os parâmetros microarquiteturais, houve correlação significativa entre volume ósseo (VO), sendo negativa com superfície óssea (SO) e superfície trabecular (Tb.Sp), positiva com espessura trabecular (Tb.Th) para porção trabecular; para cortical, houve correlação forte e positiva da porosidade com SO e números de poros (P.n), e moderada e negativa com a densidade mineral óssea (DMO). Na RPD não houve correlação entre DF e os dados do histograma na trabecular, e houve apenas na DFg com o desvio-padrão dos valores dos *pixels* ( $p$  0,004,  $r$ -0,66). Na TCFC na porção trabecular a DFc correlacionou com a média do valor dos *pixels* ( $p$  0,03,  $r$ 0,74) e a DFg correlacionou

com o desvio-padrão dos valores dos *pixels* ( $p < 0,03$ ,  $r = 0,73$ ). Conclui-se que não houve correlação entre os valores de DF nas três modalidades analisadas. A DF analisada nas imagens em escala de cinza correlaciona-se com maior amplitude na variação dos valores dos *pixels* na porção trabecular, tanto para RPD quanto para TCFC. Os valores de DF obtidos pela binarização tiveram correlação com a média do valor dos *pixels* para RPD, também somente na porção trabecular.

Palavras-chave: Osso. Fractais. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Radiografia. Microtomografia por Raio-X.

## ABSTRACT

Fractal Dimension (FD) stands for the complexity level and occupation rate of a space by a fractal object. The aim of this study was to identify whether there is a correlation between the FD values obtained in X-ray images with different resolutions: Cone-Beam Computed Tomography (CBCT), Microtomography ( $\mu$ CT), and Digital Periapical Radiography (DPR). A prospective study was conducted including healthy individuals older than 18 years, who required bone manipulation for third molar extraction, and who had a CBCT exam prior to the surgery. A bone fragment was collected in the retromolar region, which was radiographed in digital X-ray equipment. Subsequently, the fragments were processed and embedded in methyl methacrylate, then scanned in  $\mu$ CT. Regions of Interest (ROIs) were created separately in the cortical and trabecular parts for evaluation: 1) CBCT: 6 ROIs (25 x 25 pixels) in three parasagittal sections; 2) DPR: 2 ROIs (64 x 64 pixels); 3)  $\mu$ CT: 6 ROIs (90 x 90 pixels). Two processing methods were assessed for FD calculation: one through binarization (FDc) and the other through a method based on the use of grayscale images (FDg), using the ImageJ software. In these ROIs, in addition to the FD, data from the histogram regarding the standard deviation and mean values of the grayscale values for DPR and CBCT were also evaluated, and for  $\mu$ CT, microarchitectural parameters of the cortical bone and trabecular bone were assessed. Shapiro-Wilk normality test was performed, followed by Spearman or Pearson correlation tests (significance level of 5%). There was a negative correlation between FDc and FDg in the cortical part in the CBCT ( $p$  0.01,  $r$ -0.61). Regarding  $\mu$ CT results, there was no correlation between FD and the parameters analyzed in the trabecular part, and in the cortical, there was a tendency for a negative correlation of FDg with the bone surface ( $p$  0.05,  $r$ -0.48). Among the microarchitectural parameters, there was a significant correlation between bone volume (BV), being negative with bone surface (BS) and trabecular surface (Tb.Sp), and positive with the trabecular thickness (Tb.Th) for trabecular portion, and for cortical there was a strong and positive correlation of porosity with OS and pore numbers (P.n), and moderate and negative correlation with bone mineral density (BMD). In the DPR there was no correlation between FD and histogram data in the trabecular, and there was only in the DFG with the standard deviation of the pixel values ( $p$  0.004,  $r$ -0.66). Among the microarchitectural parameters, there was a significant correlation between bone volume (BO), being negative with the bone

surface (BS) and trabecular surface (Tb.Sp), and positive with the trabecular thickness (Tb.Th) for the trabecular portion; and for cortical there was a strong and positive correlation of porosity with OS and pore numbers (P.n), and moderate and negative correlation with bone mineral density (BMD). In the DPR there was no correlation between FD and histogram data in the trabecular, and there was only in the DFg with the standard deviation of the pixel values ( $p$  0.004,  $r$ -0.66). In the CBCT in the trabecular part, FDc correlated with the mean pixel value ( $p$  0.03,  $r$ 0.74), and the FDg correlated with the standard deviation of the pixel values ( $p$  0.03,  $r$ 0.73). In conclusion, there was no correlation between the FD values in the three modalities evaluated. FDc value was related to the mean pixel's value, while the FDg was related to the variation range of the pixel values in the grayscale.

Keywords: Bone, Fractals, Cone Beam Computed Tomography, Radiography, X-Ray Microtomography

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Tomógrafo i-Cat Next Generation, utilizado para obtenção da TCFC. ....	31
Figura 2- Sequência da coleta em paciente previamente à exodontia de terceiro molar incluso. ....	32
Figura 3 - Visão interna do Microtomógrafo com o espécime ósseo incluído em metilmetacrilato, posicionado no holder (frasco plástico cor amarelo clara).....	34
Figura 4 – Imagem de dois cortes parassagitais inseridos no software ImageJ. ....	35
Figura 5 - Imagem do histograma gerado da ROI avaliada. ....	36
Figura 6 - Análise da ROI de TCFC para mensuração da DFc .....37	37
Figura 7 - Análise da ROI de RPD para mensuração da DFc. ....	38
Figura 8 - Análise da ROI de $\mu$ CT para mensuração da DFc. ....	39
Figura 9 - Análise da ROI para mensuração da DFg. ....	40
Gráfico 1- Matriz de correlação entre os parâmetros arquiteturais definidos na $\mu$ CT. ....	43
Gráfico 2- Matriz de Correlação entre os valores de DF na porção trabecular. ....	44
Gráfico 3- Matriz de Correlação entre os valores de DF na porção cortical. ....	45

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1– Valores de DF para os dois métodos de pré-processamento analisado nos três exames de imagem.....	41
Tabela 2- Resultados da análise microtomográfica. ....	41
Tabela 3 - Valores de p para o teste de correlação na porção trabecular para microCT.....	42
Tabela 4 - Valores de p para o teste de correlação na porção cortical para microCT.....	43

## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Tb.Th	Espessura trabecular
Tb.Sp	Superfície trabecular
$\mu$ CT	Microtomografia Computadorizada
2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
BC	<i>Box Counting</i>
Bit	Unidade binária
cm <sup>3</sup>	Centímetro Cúbico
ConT	Conectividade das trabéculas
Ct	Cortical
DF	Dimensão Fractal
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DMO	Densidade Mineral Óssea
DMO.Ct	Densidade mineral óssea cortical
DMO.Tb	Densidade mineral óssea trabecular
E.Tb	Espessura trabecular
FO	Faculdade de Odontologia
FOV	do inglês Field of view, em português Campo de visão
ICB	Instituto de Ciências Biológicas
IME	Índice de Modelo Estrutural
kV	Quilovoltagem
LAPCAB	Liga Acadêmica de Prevenção ao Câncer de Boca
mg	Miligrama
mm	Milímetros
mm <sup>3</sup>	Milímetros cúbicos
N.P	Números de poros
N.Tb	Número de trabéculas
Po.Ct ou Ct.Po	Porosidade cortical
ROI	Região de Interesse
RPD	Radiografia periapical digital
SECO	Serviço Especializado de Cirurgia Oral
SO	Superfície óssea
St.Tb	Separação trabecular

Tb	Trabécula
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
USA	Estados Unidos da América
VO	Volume Ósseo
µm	micrômetro



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>18</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>20</b>
2.1 OSSO: MACRO E MICROARQUITETURA.....	20
2.2 AVALIAÇÃO ÓSSEA E OS EXAMES DE IMAGEM.....	22
2.3 CONCEITOS DE FRACTAL E DIMENSÃO FRACTAL (DF).....	24
2.4 TÉCNICAS COMPLEMENTARES PARA AVALIAÇÃO ÓSSEA: ANÁLISE DE FRACTAIS.....	25
<b>3 OBJETIVOS</b> .....	<b>29</b>
3.1 OBJETIVOS GERAIS.....	29
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	29
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>30</b>
4.1 CASUÍSTICA.....	30
4.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC).....	30
4.3 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS.....	31
4.4 RADIOGRAFIA PERIAPICAL DIGITAL (RPD).....	32
4.5 MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ( $\mu$ CT).....	33
4.6 ANÁLISE DA DIMENSÃO FRACTAL (DF).....	34
<b>4.6.1 Análise da DF em TCFC</b> .....	<b>35</b>
<b>4.6.2 Análise da DF em RPD</b> .....	<b>37</b>
<b>4.6.3 Análise da DF da <math>\mu</math>CT</b> .....	<b>38</b>
<b>4.6.4 Análise de Dimensão Fractal pelo método usando imagens em escala de cinza (DFg) para TCFC, RPD e <math>\mu</math>CT</b> .....	<b>39</b>
<b>4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA</b> .....	<b>40</b>
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>41</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>46</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>50</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>51</b>
<b>ANEXO A</b> .....	<b>56</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O osso é um tecido mineralizado, que apresenta uma parte inorgânica e uma parte orgânica, composto basicamente por colágeno tipo I e cristais de hidroxiapatita de cálcio. Ademais, anatomicamente é dividido em cortical e trabecular, com estas duas partes apresentando funções e regulação distintas. A parte cortical é mais compacta e apresenta canais e lacunas caracterizando um arranjo microarquitetural que remete à uma rede porosa. A parte trabecular apresenta projeções ósseas entrelaçadas, denominadas trabéculas ósseas, que permeiam a medula (SEEMAN; DELMAS, 2006).

A análise da estrutura óssea se faz necessária em diversas situações, pois a sua organização é considerada um dos determinantes da qualidade e resistência deste órgão. Metodologias que analisam os determinantes da qualidade óssea são sempre alvos de pesquisas, na tentativa de aprimorar condutas diagnósticas e entender melhor a fisiopatologia de doenças, estas últimas sendo tanto doenças eminentemente ósseas, além daquelas que não se desenvolvem no osso, mas o acometem de alguma forma (SEEMAN; DELMAS, 2006; IRIE et al., 2018; MAGAT; OZCAN SENER, 2019;).

Para avaliação óssea, em condições *in vivo* ou *in vitro*, pode-se lançar mão de exames por imagens obtidos com a utilização dos raios-X. Radiografias convencionais/digitais e a tomografia computadorizada (TC) permitem acessar as características ósseas por um método não destrutivo e/ou não invasivo, com infinitas aplicabilidades na condição *in vivo*, na avaliação e manejo de doenças e lesões (MAGAT; OZCAN SENER, 2019). Considerando a análise de textura como uma ferramenta que permite extrair dados de imagens contendo estruturas biológicas, têm-se, principalmente, na mensuração da dimensão fractal (DF) um principal aliado na obtenção de novos dados à partir da análise de imagem, podendo ser abordado na prática clínica, trazendo novos resultados quando analisados, uma vez que se pode avaliar exames de imagem advindos da utilização de raios-X infinitas vezes e já se sabe que existe na literatura científica atual indicações bem fundamentadas para análise óssea utilizando este parâmetro (YAŞAR; AKGÜNLÜ, 2005; TORRES et al., 2011; BOROWSKA; SZARMACH; OCZERETKO, 2015; KATO et al., 2020; FRANCIOTTI et al., 2021;).

A DF representa o nível de complexidade e de ocupação do espaço euclidiano por um objeto fractal. Trata-se de uma característica importante dos fractais, uma vez que um nível maior de ocupação do espaço implica em uma estrutura fractal mais complexa. Para profissionais que trabalham com análise de imagem, essa ligação entre nível de ocupação de espaço permite a utilização da DF como ferramenta de avaliação de imagens (BACKES; BRUNO, 2005; ASSIS et al., 2009;). Diferentes métodos de calcular a DF permitem ampla aplicabilidade em diversas análises, tendo na área da saúde sua importância principalmente relacionada à avaliação de imagens clínicas, histológicas ou de exames de imagens obtidos com o uso de Raios-X. Além disso, pode ser calculada a fim de auxiliar no prognóstico e diagnóstico de doenças, e se apresenta como ferramenta complementar nas pesquisas científicas, revelando alterações que geralmente não são evidenciadas por outros métodos de análise mais comuns (SÁNCHEZ; UZCÁTEGUI, 2011; RABELO et al., 2018b;).

Na tentativa de indicar o uso da DF como ferramenta auxiliar na avaliação da qualidade óssea mandibular em imagens radiográficas, faz-se necessário entender melhor sobre o processamento da imagem e posterior mensuração dos valores deste índice, juntamente com avaliação de outros parâmetros na imagem. Ainda, ver se os valores de DF obtidos correlacionam entre si e com outras análises, para que se possa sugerir seu uso independente da resolução do exame de imagem utilizado.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta revisão foram discutidos alguns pontos referentes ao osso e sua macro e microarquitetura, a avaliação óssea em exames de imagem e a análise de fractais, principalmente. Além de sua aplicabilidade na análise de imagens obtidas nas modalidades que utilizam Raios-X.

### 2.1 OSSO: MACRO E MICROARQUITETURA

Os ossos representam os órgãos responsáveis pelo movimento, proteção, manutenção de homeostase mineral e suporte estrutural do corpo humano. Suas principais funções são de suporte para tecidos moles e proteção de órgãos vitais, alojamento e proteção da medula óssea, apoio aos músculos esqueléticos e constituição de um sistema de alavancas que amplia as forças da contração muscular (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2017). Além disso, fornece o ambiente para formação e desenvolvimento de células sanguíneas, além de atuar como um reservatório de sais minerais e hormônios (RAUNER; HOFBAUER; ARINGER, 2012).

Na formação do osso, dois, tipos básicos de tecidos são evidenciados. O primeiro tipo é o osso primário, que é formado durante o desenvolvimento embrionário ou quando acontece algum tipo de fratura que necessita de reparo tecidual, sendo constituído principalmente de osteóide, com fibras de colágeno que apresentam pouca organização, e posteriormente substituído pelo segundo tipo, o osso lamelar maduro. O osso segue uma rigorosa organização (CLARKE, 2008; REZNIKOV; SHAHAR; WEINER, 2014; SHAPIRO, 2008), e quando lamelar apresenta-se como uma estrutura mais forte, mais rígida e menos elástica que o primeiro tipo (CLARKE, 2008).

Sendo assim, o tecido ósseo é um tecido mineralizado, tendo sua composição basicamente de colágeno tipo I, endurecido por cristais de hidroxapatita de cálcio (SEEMAN; DELMAS, 2006), sendo dividido anatomicamente em cortical e trabecular (ROSCHGER et al., 2008). Na porção cortical são encontrados os ósteons, que apresentam em sua parte central os canais de Havers e Volkmann, os quais contêm vascularização e inervação formando uma estrutura compacta (BASILLAIS et al., 2007). Em contrapartida, a microarquitetura do osso trabecular é uma rede porosa

com projeções ósseas entrelaçadas, denominadas trabéculas (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2017; IRIE et al., 2018).

A porção cortical do osso lamelar é mais densa, sólida e localizada na parte mais externa; já, a porção trabecular, contém uma estrutura esponjosa com cavidades interconectadas e está localizado na seção mais interna do osso. A proporção de ambos os tipos ósseos varia de acordo com o local anatômico sendo que no esqueleto humano como um todo apresenta uma proporção de 80% de trabecular e 20% de cortical (CLARKE, 2008).

No tecido ósseo são encontradas diversas estruturas, tais como as lacunas contendo osteócitos, que se comunicam por meio dos seus canaliculos, juntamente com outros tipos celulares principais, os osteoblastos e os osteoclastos. O osso cortical tem como sua unidade fundamental o Ósteon, organizado em lamelas concêntricas que contém os canais de Havers e canais de Volkmann. Já a porção trabecular é constituída de trabéculas ósseas, distribuídas espacialmente respeitando uma organização estrutural baseada das forças recebidas naquele sítio. Os ossos são recobertos pelo periósteo em sua superfície externa (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2017).

A microarquitetura muda quando acontece a remodelação. Na remodelação existe uma sequência de eventos organizada que acontece quando os osteoclastos reabsorvem o osso existente, geralmente danificado, deixando cavidades cilíndricas. Estas são posteriormente preenchidas com osteoblastos que produzem matriz, que posteriormente vai mineralizar formando lamelas ao redor dos canais, quando no osso cortical (CLARKE, 2008; CURREY, 2012).

Já o osso trabecular é composto por grandes espaços, com uma rede de placas trabeculares em forma de “favo de mel”. A matriz óssea consiste em uma rede de colunas finas que se cruzam para formar as trabéculas, e resulta em um osso leve e poroso, forte contra forças multidirecionais e crucial para permitir o movimento do corpo humano. Os espaços entre as trabéculas são preenchidos com medula óssea. Uma camada fibrosa do tecido conjuntivo, chamada periósteo, envolve a superfície externa do osso cortical enquanto na seção interna, uma estrutura membranosa - o endósteo - cobre a superfície do osso cortical e trabecular. Esta estrutura também está em contato com a medula óssea e canais dos vasos sanguíneos e por osteoblastos e osteoclastos (CLARKE, 2008).

Entender a microarquitetura leva a uma melhor percepção da macroarquitetura e da organização óssea, que pode ser acessada por diversos meios, incluindo o principal deles, pelo uso dos Raios-X. Por meio de imagens dos exames radiológicos, podem-se acessar parâmetros ósseos que refletem a qualidade do osso.

## 2.2 AVALIAÇÃO ÓSSEA E OS EXAMES DE IMAGEM

Desde a invenção dos exames de imagens, a radiografia tem sido utilizada na odontologia para a avaliação dos ossos maxilares, vem sendo aprimorada com o surgimento de novos equipamentos e dispositivos (VAN DER STELT, 2005; MOURA et al., 2018;).

Existem exames de imagens utilizados pelo cirurgião-dentista, sendo que os mais solicitados são os exames radiográficos convencionais (2D), que são imagens ou projeções bidimensionais que não expressam profundidade, são eles: as radiografias periapicais e as panorâmicas. É de suma importância ter em mente que as imagens que utilizam a radiação X são projeções de sombras em áreas que variam de tonalidade entre o preto e o branco, com tons intermediários de cinza, tendo como principal desvantagem a sobreposição de estruturas anatômicas. A alteração dos tons de cinza nas radiografias permite classificar as imagens em duas classes: radiolúcida e radiopaco, sendo que objetos que absorvem pouco os Raios-X formam imagens classificadas como radiolúcidas, já os objetos que absorvem mais a radiação, formam imagens radiopacas (WHITE; PHAROAH, 2015).

Com o avanço da tecnologia, os primeiros sensores para a obtenção direta de radiografias digitais em odontologia foram introduzidos, sendo bem aceitos e fornecendo grandes vantagens, como a redução da dose de radiação, fácil processamento, agilidade na obtenção e disponibilização das imagens e possibilidade de manipulação pelo computador para uma melhor visualização. As imagens digitais podem ser obtidas de diferentes maneiras: diretamente através de sensores que capturam a imagem digital ou por meio de placas de fósforo, nos sistemas digitais semidiretos (VAN DER STELT, 2005; MOURA et al., 2018).

O surgimento da Tomografia computadorizada (TC) foi um marco na evolução do diagnóstico por imagem, sendo uma técnica que produz imagens tridimensionais e sem sobreposição (MOURA et al., 2018). Porém, sua aplicação na odontologia

apresentou algumas desvantagens, como a alta dose de radiação, tamanho do equipamento e seu alto custo (CASTRO; ESTRELA; VALLADARES-NETO, 2011).

Com o surgimento da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), obteve-se uma melhora significativa na área odontológica, pois apresentou uma menor taxa de radiação e equipamentos menores, demandando menor custo em infraestrutura em relação a TC convencional. A TCFC permitiu a obtenção de imagens tridimensionais pela combinação de uma série de seções bidimensionais, sem qualquer sobreposição de estruturas adjacentes, as quais são reformatadas por meio de um *software* específico, permitindo a visualização de imagens axiais, coronais, sagitais e oblíquas, além da reconstrução tridimensional (MOURA et al., 2018).

As imagens são formadas através da fonte de Raios-X que emite um feixe em forma de cone. O sistema realiza um escaneamento em torno da cabeça do paciente e, após o exame, a sequência de imagens é reconstruída para gerar uma imagem volumétrica 3D (GARIB et al., 2007). Essas imagens são produzidas em formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM). Os dados DICOM permitem a avaliação e as informações das imagens (HOWERTON; MORA, 2008).

Ainda, a TCFC possui uma resolução de contraste que permite diferenciar densidades teciduais menores quando comparado às radiografias convencionais (GARIB et al., 2007). De acordo com Patel et al. (2009), TCFC tem como desvantagem, a avaliação de imagens que apresentam objetos metálicos, pois geram a presença de artefatos em forma de raios, assim dificultado a avaliação da imagem.

Fora do âmbito dos estudos *in vivo* e com aplicabilidade mais direta em pesquisa científica para avaliação óssea, uma ferramenta utilizada é a microtomografia computadorizada ( $\mu$ CT). Esta é utilizada para avaliar amostras biológicas, sendo mais empregada em amostras ósseas e dentárias, pois, permite uma abordagem por meio de Raios-X, facilitando a visualização das características morfométricas e oferecendo uma alternativa complementar à análise histológica convencional. Apresenta o mesmo princípio da TC utilizada para os pacientes, porém com maior resolução. Como não é um método destrutivo, as amostras podem ser digitalizadas e reaproveitadas em outras metodologias de pesquisa. Ela permite obter informações sobre a microarquitetura e a composição do tecido de forma muito mais precisa, possibilitando a visualização no osso cortical dos canais ósseos,

lacunas de osteócitos, áreas de reabsorção e espaço medular; já no osso esponjoso podemos avaliar as características das trabéculas e sua conectividade, espessura, porosidade, densidade mineral óssea, índice do modelo de estrutura, anisotropia e dimensão fractal (IRIE et al., 2018). De modo geral, os exames de imagens apresentam características satisfatórias para auxiliar a avaliação quantitativa e qualitativa do tecido ósseo e ajuda nos diagnósticos e planejamentos de terminadas situações.

Para além das avaliações arquiteturais convencionais e das análises realizadas em exames de imagem bidimensionais, existe ainda a necessidade de se conseguir extrair mais dados destas imagens. O uso de índices não convencionais torna-se uma alternativa para avaliação exaustiva das imagens radiográficas e advindas das modalidades que aplicam os Raios-X.

### 2.3 CONCEITOS DE FRACTAL E DIMENSÃO FRACTAL (DF)

A utilização do termo “fractal” teve início há 45 anos, quando Benoit Mandelbrot fez seu uso pela primeira vez. Ele percebia a necessidade de encontrar um nome para descrever as formas simétricas dos objetos da natureza (MANDELBROT; WHEELER, 1983). Fractais são objetos teóricos, puramente matemáticos, que inexistem no mundo físico. Eles apresentam três características básicas que os formam e os definem: autossemelhança ou autossimilaridade em escala, complexidade infinita e DF (ASSIS et al., 2009). A autossemelhança ou autossimilaridade em escala é quando uma estrutura, mesmo depois de ser ampliada infinitas vezes, se parece com a estrutura da imagem original. É possível encontrar na natureza certos objetos que apresentem autossemelhança em alguns níveis de escala, como é o caso das folhas de certas espécies de plantas e outros materiais biológicos, incluindo alguns tecidos humanos (SÁNCHEZ; UZCÁTEGUI, 2011). Da mesma forma, se dá também a complexidade infinita, se refere ao fato de que a imagem apresenta a mesma forma infinitas vezes quando ampliada, sendo assim, definida como sendo um fractal (ASSIS et al., 2009).

A última característica, não menos importante, é a DF apresentando aplicações fundamentais para a área computacional. Ela representa o nível de complexidade e de ocupação do espaço euclidiano por um objeto fractal. Isso torna sua função importante para os fractais, uma vez que um nível maior de ocupação do



espaço está diretamente ligado à sua complexidade. Para pesquisadores e profissionais que trabalham com análise de imagem, essa ligação entre nível de ocupação de espaço permite a utilização da DF como excelente ferramenta para avaliação (ASSIS et al., 2009; BACKES, 2010).

Existem diversos métodos de se calcular a DF, além de diversas aplicações nas mais distintas áreas do conhecimento. Na área da saúde, a DF tem sua importância relacionada, principalmente, à avaliação de imagens clínicas, histológicas ou dos exames de imagens, já sendo considerada como um índice de auxílio no prognóstico e diagnóstico de condições e lesões, se apresentando como ferramenta complementar nas pesquisas, revelando alterações em tecidos e estruturas que geralmente não são evidenciadas por outros métodos convencionais de análise (SÁNCHEZ; UZCÁTEGUI, 2011; RABELO et al., 2018a; RABELO et al., 2018b; KATO et al., 2020; FRANCIOTTI et al., 2021).

#### 2.4 TÉCNICAS COMPLEMENTARES PARA AVALIAÇÃO ÓSSEA: ANÁLISE DE FRACTAIS

Diversos estudos mostram como a análise de fractais pode ser empregada na avaliação de imagens biológicas, principalmente em tecido ósseo, que tem sido bem praticada nos últimos anos. O objetivo dessas análises é avaliar mudanças e perda/alterações de arquitetura, na distribuição de seus componentes e no arranjo estrutural, que pode indicar algum tipo de alteração que o tecido apresenta por meio de exames de imagens (FELTRIN et al., 2004; KATO et al., 2020). Por serem imagens de baixo custo e fácil acesso, muitos estudos foram realizados com análise de fractais nas imagens radiográficas periapicais e panorâmica. Com o auxílio da tecnologia, os exames adquiridos por sistemas digitais como radiografias panorâmicas, RPD, cefalométricas, TCFC,  $\mu$ CT, ultrassom e sialografia, tem possibilitado extrair uma gama de informações através do processamento digital (SÁNCHEZ; UZCÁTEGUI, 2011; KATO et al., 2020). Com isso, houve o surgimento de inúmeros métodos para se estimar a microestrutura do osso como meio de avaliar suas propriedades. Entre os métodos desenvolvidos, a análise fractal se mostrou útil, precisa, econômica e eficaz (JOLLEY; MAJUMDAR; KAPILA, 2006; HUH et al., 2011; ZEYTINOĞLU et al., 2015), sendo uma ferramenta que culmina na obtenção de dados quantitativos da imagem analisada (MAGAT; OZCAN SENER, 2019).

Considerando a análise fractal um tipo de análise de textura, a ferramenta mais utilizada nesta avaliação é a da DF, apresentando indicação bem fundamentada na literatura científica atual para análise óssea. A análise fractal é frequentemente usada para descrever meios porosos irregulares, apresentando sua característica por uma dimensão fractal não euclidiana (CHEN et al., 2018). Diversos estudos mostram como a análise de fractais pode ser empregada na análise óssea, avaliando a distribuição de seus componentes e o arranjo estrutural que o tecido apresenta (KATO et al., 2020).

Em exames de TCFC, foi identificada, por meio de avaliação de parâmetros das propriedades biomecânicas do osso, uma relação direta da DF com módulo de elasticidade ou Módulo de *Young* (SANCHEZ-MOLINA et al., 2013), risco de fraturas (PROUTEAU et al., 2004) e influência na resistência mecânica (TOPOLIŃSKI et al., 2012). Ainda, foi mostrado que a DF pode ser utilizada na comparação de diferentes condições sistêmicas com alterações na qualidade óssea (GERAETS; VAN DER STELT, 2000; IRIE et al., 2018; RABELO et al., 2018b).

Em pesquisas avaliando os ossos maxilares, Torres et al. (2011) utilizaram exames de TCFC para obter a DF como ferramenta para determinar quantitativamente as alterações ósseas trabeculares na mandíbula de pacientes que apresentavam osteonecrose dos maxilares associada ao uso de bisfosfonatos e encontraram valores mais elevados de DF para pacientes que apresentavam essa doença em comparação a pacientes saudáveis em regiões próximas ao processo alveolar. Também, Gaalaas et al. (2014) exploraram o uso das imagens de TCFC para calcular os valores de DF no osso trabecular e encontraram valores menores de DF em pacientes mais velhos e do sexo feminino, e concluíram que os valores de fractal podem potencialmente, ser usados para análise objetiva do osso trabecular usando imagens de TCFC.

Existem diversos estudos que utilizam a análise da DF em radiografias periapicais, por ser um exame de fácil execução e que apresenta boa qualidade de imagem, quando bem executada. Um estudo utilizando radiografias periapicais conseguiu diferenciar pacientes com periodontite de pacientes saudáveis (SENER; CINARCIK; BAKSI, 2015), e outro, grupo de pesquisadores, utilizando o mesmo método de análise de fractais, conseguiu determinar o valor de DF para indivíduos com e sem osteoporose (CHEN et al., 2018). Yasar e Akgünlü (2008) realizaram radiografias periapicais para analisar DF em regiões de maxila dentadas e

edêntulas, e concluíram que é possível avaliar alterações na estrutura do osso trabecular em regiões de maxilares dentados e edêntulos derivadas das forças oclusais dos pacientes. Outros pesquisadores conseguiram diferenciar pacientes osteoporóticos de indivíduos não osteoporóticos através de radiografias periapicais, utilizando a análise de fractais (BOLLEN et al., 2001; SOUTHARD; SOUTHARD; LEE, 2001). Em contrapartida, uma revisão sistemática concluiu, baseando-se nos estudos avaliados, que não é correto afirmar que a DF possa indicar a presença de osteoporose em pacientes (FRANCIOTTI et al., 2021).

Pesquisadores avaliaram a recidiva em tratamento ortodôntico através de radiografias periapicais digitais e análise de DF e concluíram que pacientes que obtiveram menor valor para DF foram os que mais sofreram recidiva (SOUTHARD; SOUTHARD; LEE, 2001; ROTHE et al., 2006).

Sabendo que o valor da DF é representado por um número, estudos pioneiros como o de Fazzalari e Parkinson (1997) e Osman (1998) que foram realizados em imagens radiográficas bidimensionais, descrevem o valor da DF entre 1,05 e 1,84 para o osso trabecular normal. Em trabalhos utilizando exames de imagens tridimensionais foi relatado um valor de DF entre 2,08 e 2,75 (WLCZEK ODGAARD; SERNETZ, 1992; JOO et al., 2003; SANCHEZ-MOLINA et al., 2013;). Uma revisão sistemática (KATO et al., 2020) reportou que os valores de DF encontrados em diversos estudos foi de de 0,7768 até 2,7931 para as radiografias periapicais, já para as radiografias panorâmicas foi de 0,7768 até 1,8360 e para TCFC foi de 0,91 até 2,4. Assim, os estudos mostraram que os valores de DF são divergentes e carecem de padronização em sua obtenção. Na revisão sistemática, os autores discutem que uma possível explicação para essa variação está no método de se calcular a DF. A revisão concluiu que outros estudos são necessários para esclarecer quais parâmetros influenciam diretamente o cálculo da DF (KATO et al., 2020).

Pode-se verificar que a utilização de índices para avaliação do tecido ósseo é uma ferramenta importante, pois auxilia na obtenção de dados quantitativos. No caso do uso da DF como um índice, sabe-se que é um bom método pois apresenta baixo custo e de fácil acesso, pois são usados softwares de domínio público, permitindo avaliar os padrões de complexidade em diversas áreas. No entanto, ainda carece de mais estudos e melhor padronização na obtenção destes valores, não apenas no cálculo da DF como também no pré-processamento das imagens que, por vezes,

lançam mão de passos metodológicos como a binarização e a esqueletonização, que podem incluir certa subjetividade em sua execução.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 OBJETIVOS GERAIS

Mensurar a DF por meio de dois métodos de processamento de imagem (com e sem binarização) em imagens advindas de três modalidades imaginológicas (TCFC, RPD e  $\mu$ CT), com resoluções distintas. Ainda, identificar se existe correlação entre os valores de DF e outros parâmetros de avaliação óssea.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Calcular a DF em imagens de TCFC,  $\mu$ CT e RPD, por meio de duas metodologias de processamento de imagem: o método convencional pela binarização e esqueletonização (DFc) e o método baseado no uso das imagens diretamente em escala de cinza (DFg);
- Avaliar a correlação dos valores de DF obtidos na TCFC, na  $\mu$ CT e na RPD;
- Avaliar a correlação dos valores de DF obtidos nas três modalidades com parâmetros de distribuição e valor dos pixels para as imagens de RPD e TCFC e com os parâmetros microarquiteturais avaliados na  $\mu$ CT.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 CASUÍSTICA

O estudo trata-se de um estudo prospectivo transversal composto por pacientes que apresentaram terceiros molares inclusos que tiveram como proposta terapêutica uma abordagem cirúrgica que incluía a manipulação óssea, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora (CAAE: 85565618.3.1001.5147, Parecer de aprovação número 2.757.535) (ANEXO A). Todos os pacientes foram selecionados e atendidos nas clínicas de extensão da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora (FO/UFJF) – Minas Gerais, Brasil.

Foram selecionados pacientes respeitando os critérios de inclusão e exclusão do macroprojeto, a seguir:

- Critérios de inclusão: pacientes maiores de 18 anos de idade com concordância ao estudo, que necessitaram de manipulação óssea para exodontia dos terceiros molares e que possuíam o exame de TCFC prévio à cirurgia, realizado seguindo as normas e protocolo padrão da disciplina de radiologia odontológica.
- Critérios de exclusão: pacientes em uso de medicamentos que alteram o *turnover* ósseo, como bisfosfonatos e Denosumab® e àqueles em uso prolongado (mais de três meses) de corticosteroides. Pacientes grávidas (com gravidez em curso) também foram excluídas.

Foram coletados dados no prontuário e ficha clínica, respeitando critérios de ética em pesquisa, não permitindo subsequente identificação. Em todos os casos, foram coletados dados clínicos, demográficos e demais características dos pacientes, para análise epidemiológica. O termo de consentimento livre e esclarecido concordando em participar do estudo foi assinado.

### 4.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)

Todas as imagens de TCFC foram adquiridas pelo tomógrafo *I-Cat Next Generation*® (Imaging Sciences International, Hatfield, Pensilvânia, EUA) (Figura 1). Foi utilizado o protocolo institucional da disciplina de Radiologia Odontológica da FO/UFJF, da seguinte forma: 120 kV, 8 mA, tempo de rotação de 26,9 s, espessura

de corte de 0,25 mm e FOV (*field of view* - campo de visão) mínimo de 7x13 cm. As análises das imagens foram feitas nos cortes parassagitais, salvas em formato *JPEG* e exportadas para o formato em *TIF*, com auxílio do programa de Manipulação de Imagens *GNU – GIMP*.

Figura 1- Tomógrafo *i-Cat Next Generation*, utilizado para obtenção da TCFC.

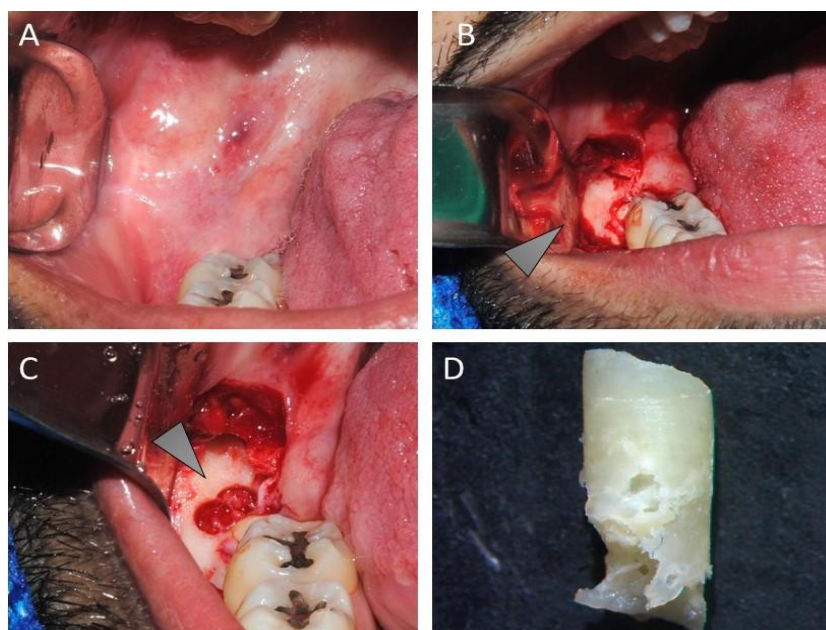


Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

#### 4.3 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS

As amostras foram coletadas por conveniência durante a realização da clínica de cirurgia da Faculdade De Odontologia Da Universidade Federal De Juiz de Fora - MG, onde foram selecionados 18 pacientes para exodontia de terceiros molares inferiores que necessitavam de osteotomia para sua remoção. Durante a osteotomia na região do trígono retromolar para extração do dente, foi realizada coleta de fragmento ósseo. As coletas foram realizadas por dois operadores com experiência em cirurgia oral menor, e foram ilustradas na figura abaixo (Figura 2).

Figura 2- Sequência da coleta em paciente previamente à exodontia de terceiro molar incluído.



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Legenda: A) Região de trígono retromolar onde foi realizado o acesso cirúrgico para extração do terceiro molar. B) Acesso cirúrgico realizado para visualização do elemento dental. C) Local onde foi realizada coleta óssea utilizando a broca trefina. D) Amostra óssea coletada na região de osteotomia para extração do terceiro molar incluído.

As coletas foram realizadas utilizando broca do tipo trefina Neodent® (Curitiba-PR, Brasil) com um diâmetro de 3 mm, acoplada ao micromotor 500 Kavo® (KaVo Dental, Alemanha) e contra ângulo 500 Kavo® (KaVo Dental, Alemanha). A fim de padronizar as amostras, na remoção do material ósseo, realizou-se a coleta utilizando uma angulação de 45° independente das posições que os terceiros molares se encontravam. As amostras foram fixadas em solução alcoólica e posteriormente incluídas em metilmetacrilato, seguindo protocolo descrito por Francisquini, Caldas e Rabelo (2020).

#### 4.4 RADIOGRAFIA PERIAPICAL DIGITAL (RPD)

Os fragmentos removidos foram radiografados. Todas as imagens radiográficas digitais foram adquiridas pelo aparelho de Raios-X Dabi Atlante, Spectro 70X, *seletronic* (Dabi Atlante, Salvador, Brasil) com tempo de exposição de

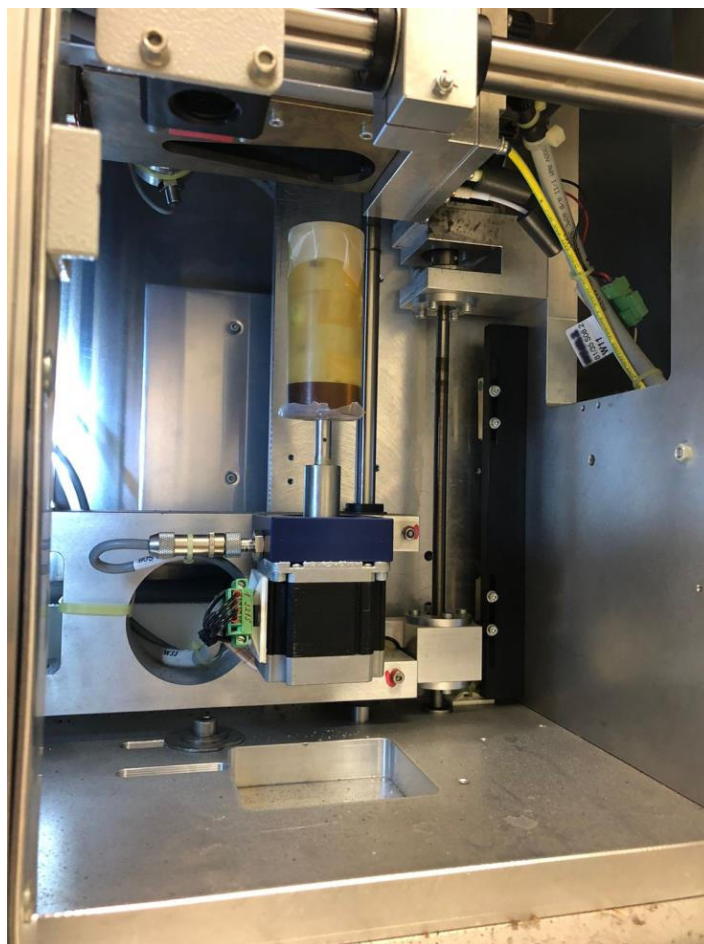


0,25 segundos a 70 Kv e 8 mA e filtração total equivalente a 2,71mmAl, em uma angulação de 90° e com distância de 7mm do feixe de Raios-X, acoplado com sensor de imagem digital FIT-T1 (*Acteon Micro Imagem*, Indaiatuba, SP, Brasil). Foi confeccionado um dispositivo em cera que permitia ao espécime ósseo ficar estável na superfície do sensor durante a técnica radiográfica. As amostras foram radiografadas em uma posição de 90° em relação a amostra óssea. Para aquisição das imagens radiográficas foi utilizado o *software SOPRO Imaging. ink* (*Acteon Micro Imagem*, Indaiatuba, SP, Brasil) da própria empresa do sensor digital. Todas as imagens foram salvas em formato *TIF*.

#### 4.5 MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ( $\mu$ CT)

As amostras ósseas foram analisadas no microtomógrafo ( $\mu$ CT - Scanco  $\mu$ CT 40, Brüttisellen, Switzerland) (Figura 3), com um tamanho de voxel isotrópico de 19  $\mu$ m (fonte de Raios-X: 55 kVp, 144  $\mu$ A). Esta etapa da pesquisa foi realizada na Alemanha, na cidade de Hamburgo, em uma parceria com os pesquisadores Dr. Björn Busse e Dra. Katharina Jhän-Rickert. Os seguintes parâmetros foram medidos na cortical: porosidade (Ct.Po, %); superfície óssea por volume ósseo (BS/BV, 1/mm); número dos poros (P.N, #); densidade mineral óssea (Ct.DMO, mg HA/cm<sup>3</sup>). Para a avaliação foi utilizando o programa  $\mu$ CT V6.6, com um limiar ósseo global de 440. Para análise trabecular os parâmetros analisados foram: a) TRI – Modelo de placa: razão do volume ósseo pela área analisada (BV/TV, 1); volume ósseo (VO, mm<sup>3</sup>); superfície óssea por volume ósseo (SO/VO, 1/mm); número de trabéculas (Tb.N, 1/mm); separação trabecular (Tb.Sp, mm); espessura trabecular (Tb.Th, mm); densidade mineral óssea (Tb.DMO, mg HA/cm<sup>3</sup>); e b) Direct - Sem modelo: índice de modelo estrutural (IME, 1) e densidade de conectividade (Conn.D, 1/mm<sup>3</sup>). Todas as análises da porção trabecular foram realizadas com um limiar global de 220, utilizando o mesmo *software* utilizado na análise do córtex. Depois da análise microarquitetural, 10 cortes transversais foram salvos em formato *TIF* para posterior análise da DF.

Figura 3 - Visão interna do Microtomógrafo com o espécime ósseo incluído em metilmetacrilato, posicionado no *holder* (frasco plástico cor amarelo clara).



Fonte: Gustavo Davi Rabelo (2022).

#### 4.6 ANÁLISE DA DIMENSÃO FRACTAL (DF)

A DF foi analisada por dois métodos de processamento distintos, um por meio da binarização e o outro usando um método baseado no uso das imagens em escala de cinza, sem ser necessário o processo de binarização. Ambos os métodos foram realizados utilizando o *software ImageJ* (ImageJ 1.52a, Wayne Rasband, National Institute of Health, USA), de domínio público, usando *plugins* distintos. As análises foram realizadas por um único examinador com experiência em análises radiográficas. Foram realizadas conferências metodológicas ao longo de todo o estudo, a fim de aprimorar os métodos, juntamente com o orientador e coorientadora do projeto. Testes dos processamentos de imagens em radiografias foram realizados, e resultados preliminares foram divulgados em evento científico no decorrer do projeto. Foi conferido que a mensuração da DF por três métodos de

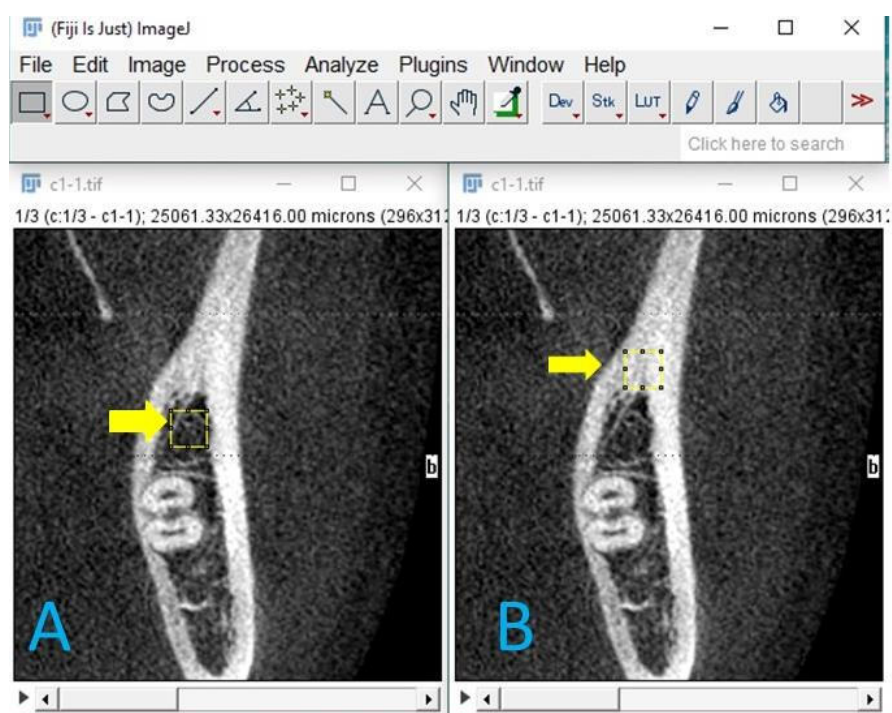
processamento (duas pela binarização, sendo um com a ferramenta *Fractal Box Count* e outra pelo *plugin BoneJ*, e a terceira com método baseado em escala de cinza usando o *plugin FracLac*), realizada por dois operadores, revelou excelente concordância entre eles (SILVA et al. 2021), mostrando reprodutibilidade confiável dos métodos.

#### 4.6.1 Análise da DF em TCFC

Para a análise da DF na TCFC, foram selecionados os três cortes parasagittais mais centralizados entre as tábuas vestibular e lingual de cada paciente, e determinada uma região de interesse (ROI) quadrada com o tamanho de  $25 \times 25 \text{ pixels}$ , para cada corte nas regiões de osso trabecular e cortical, do trígono retromolar, coincidindo visualmente com a região onde foi realizada a retirada do espécime ósseo (Figura 4). Os resultados foram obtidos pelas médias de cada um dos parâmetros avaliados nos três cortes para os dois métodos de avaliação DF.

Os cortes parasagittais foram inseridos no *software ImageJ* para o cálculo da DF, e foram convertidos para *8-bit* através da função “*Image*” e sua ferramenta “*Type*”. As ROIs foram selecionadas utilizando a ferramenta “*Rectangle*”.

Figura 4 – Imagem de dois cortes parasagittais inseridos no software ImageJ.

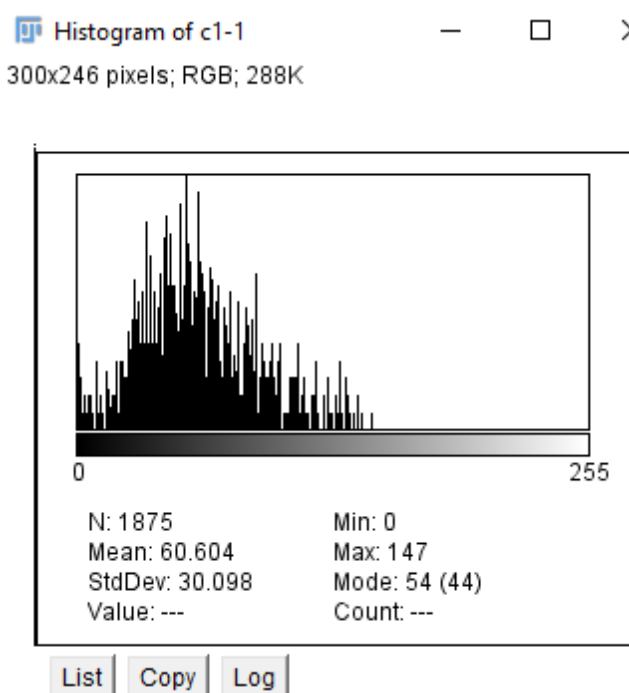


Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Legenda: A) Corte parassagital de TCFC, com definição da ROI na porção trabecular da região retromolar (ROI de 25x 25 *pixels*, seta amarela); B) Corte parassagital de TCFC com definição da ROI na porção cortical na região retromolar (ROI de 25x 25 *pixels*, seta amarela).

Para cada ROI foi gerado o histograma para analisar a média e desvios-padrão relativos aos valores dos *pixels* nas imagens (Figura 5, para geração do histograma no software *ImageJ* basta apenas clicar Ctrl+H). Nota-se a variação dos valores dos *pixels* na imagem, entre 0 (preto absoluto) e 255 (branco absoluto), estando os valores de cinza dentro deste intervalo, mostrando ainda, o cálculo dos valores da média e do desvio-padrão dos *pixels* da imagem.

Figura 5 - Imagem do histograma gerado da ROI avaliada.

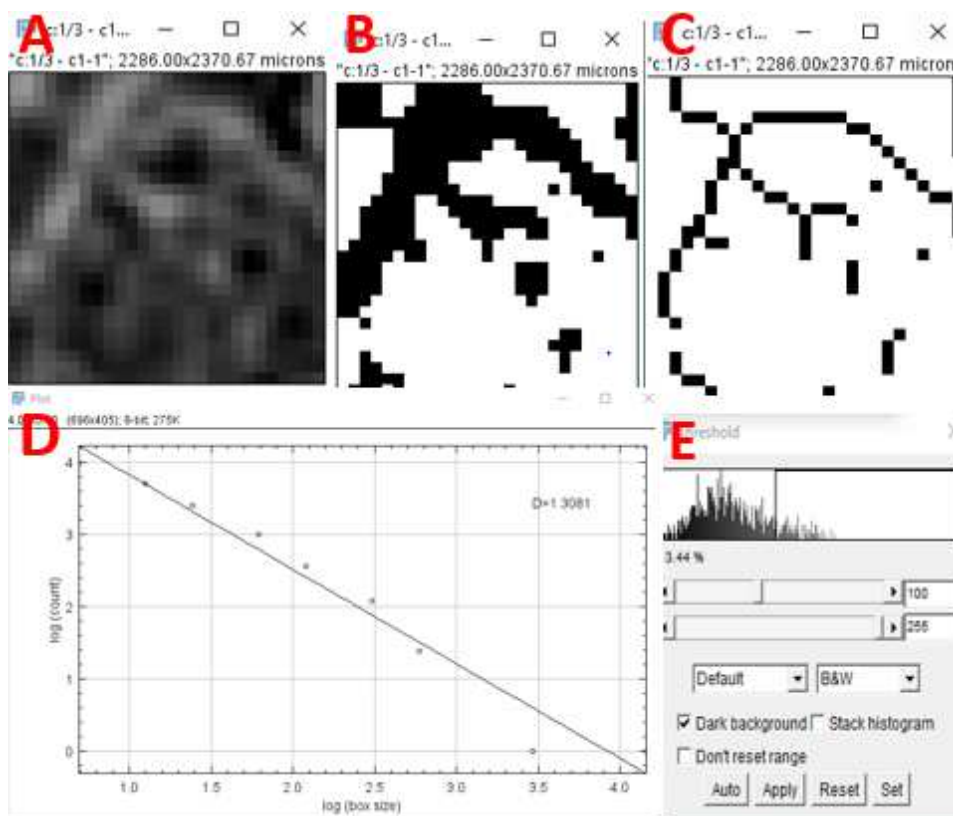


Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Após a seleção das ROIs no osso trabecular e no cortical, a ferramenta “*Duplicate*” da função “*Image*” foi aplicada em cada ROI para tornar as imagens independentes. Foi selecionado um *threshold* de 100 para o osso trabecular e um *threshold* de 120 para o osso cortical. Foi realizado o processo de binarização e, em seguida, as imagens foram esqueletonizadas usando o menu “*Process*” ferramenta “*Binary*” e “*Skeletonize*” (Figura 6). Para o cálculo da DF utilizou-se a função

“Analyze” seguida da ferramenta “Fractal Box counting”, que gera o valor da DF em uma planilha e um gráfico.

Figura 6 - Análise da ROI de TCFC para mensuração da DFc



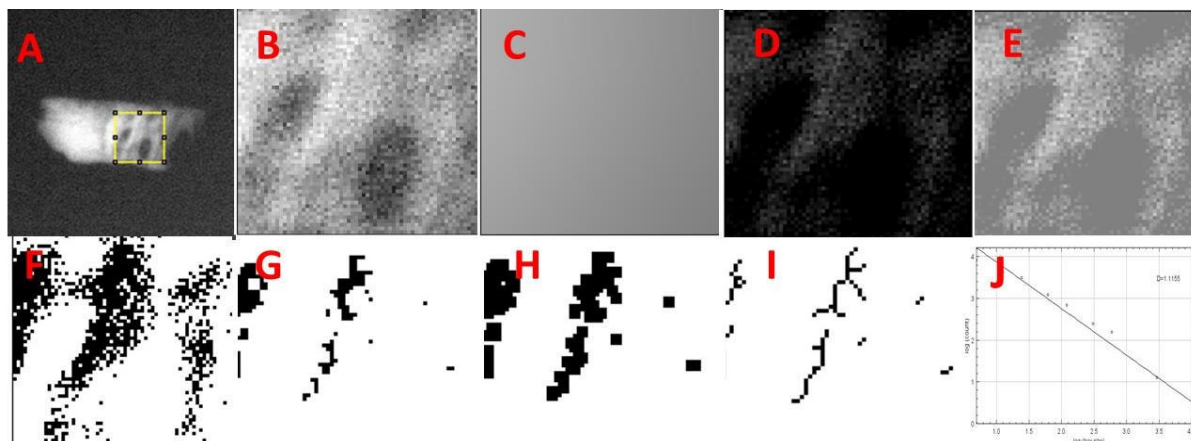
Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Legenda: A) Imagem de ROI com 25x 25 *pixels*; B) Imagem binarizada com aplicação do *Threshold*; C) Imagem da ROI esqueletonizada para realizar o cálculo da DF; D) Gráfico indicando o resultado do cálculo da DF; E) *Threshold* de 100 para imagem de osso cortical.

#### 4.6.2 Análise da DF em RPD

Para a análise da DF em RPD, foram selecionadas as regiões de osso trabecular nas imagens. Foi determinada uma ROI quadrada com o tamanho de 64x 64 *pixels*, para cada região. As RPD foram inseridas no *software ImageJ (ImageJ 1.52a, Wayne Rasband, National Institute of Health, USA)*, para o cálculo da DF. A análise do histograma foi realizada separadamente nas porções cortical e trabecular. No entanto, foi feita a opção de se calcular a DFc apenas na região trabecular, de acordo com a metodologia descrita por White e Rudolph (1999), conforme a imagem abaixo (Figura 7). A DFg foi calculada nas duas regiões.

Figura 7 - Análise da ROI de RPD para mensuração da DFc.



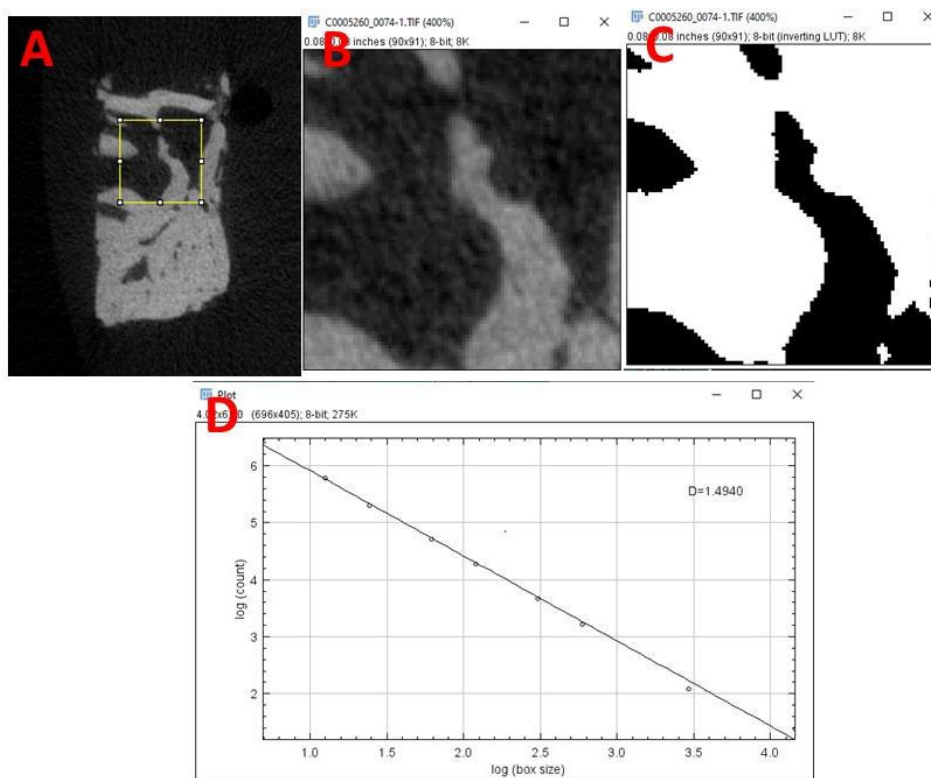
Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Legenda: A) Imagem de RPD de amostra óssea com delimitação de ROI no osso trabecular; B) Imagem da ROI; C) Imagem da ROI adicionado um filtro gaussiano de 35; D) Subtração da Imagem original com a imagem com filtro; E) Adicionado um valor de 128 pixels na imagem; F) Binarização da imagem; G) Imagem erodida; H) Dilatação da imagem binária; I) Esqueletonização da imagem para realizar o cálculo da DF; J) Resultado do cálculo da DF.

#### 4.6.3 Análise da DF da $\mu$ CT

Para a análise de DF na  $\mu$ CT, foram selecionados os três cortes mais centrais dentre os 10 cortes salvos em *TIF*. Foi determinada uma ROI quadrada com o tamanho de  $90 \times 90$  pixels na porção cortical e trabecular. Os resultados foram obtidos pelas médias de cada um dos parâmetros avaliados nos três cortes para os dois métodos de avaliação da DF. As imagens microtomográficas foram inseridas no *software* ImageJ, para o cálculo da DF. Para o processamento das imagens de  $\mu$ CT de forma binária foi selecionado um *threshold* de 120 para porção cortical e de 70 para porção trabecular sendo realizado a binarização e após a análise fractal. Como mostra a imagem abaixo (Figura 8). No caso das imagens da  $\mu$ CT, optou-se por não realizar a esqueletonização.

Figura 8 - Análise da ROI de  $\mu$ CT para mensuração da DFc.



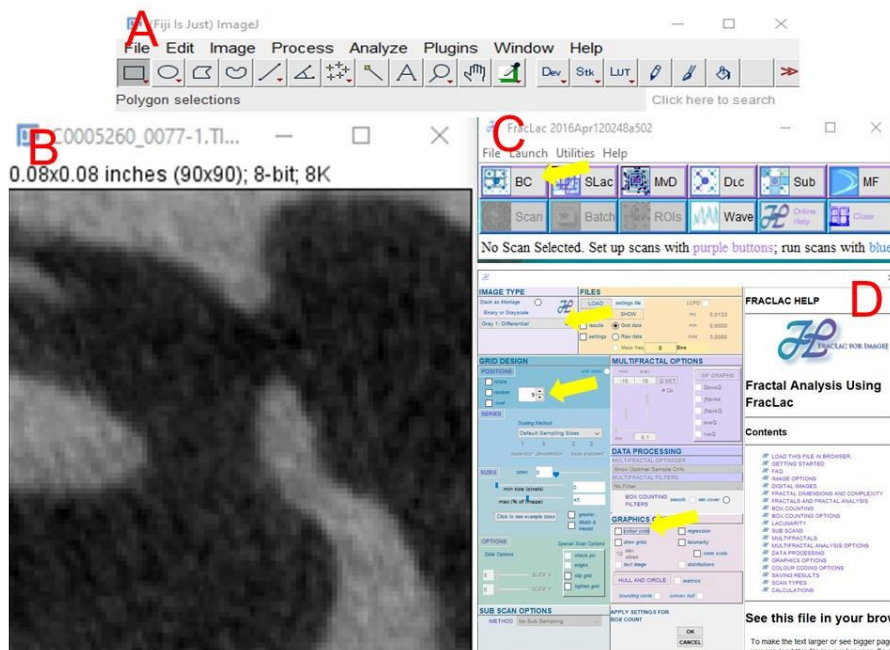
Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Legenda: A) Imagem Microtomográfica com a seleção da ROI; B) Imagem da porção trabecular da ROI; C) Imagem da porção trabecular binarizada com threshold de 70; D) Gráfico do cálculo da DF.

#### 4.6.4 Análise de Dimensão Fractal pelo método usando imagens em escala de cinza (DFg) para TCFC, RPD e $\mu$ CT

Para calcular a DF utilizando as ROIs em escala de cinza, após determinado os tamanhos das ROIs (TCFC 25x 25 *pixels*; RPD 64 x 64 *pixels*;  $\mu$ CT 90 x 90 *pixels*), de cada exame de imagem, foi selecionada a ferramenta “Duplicate” da função “Image” de forma individual para cada ROI. Depois de duplicadas, as ROIs se tornaram imagens independentes, sendo essas utilizadas para análise. Utilizando o plugin “Fractalac” (Karperien, 2013), foi selecionado o método “Box Counting” (BC) para avaliação da DF, que possibilita que as imagens sejam utilizadas em escala de cinza (sem necessidade de binarização), com a seleção do subtipo de método “gray 1, números de quadrados igual a 9. Posteriormente, seguiu-se com o escaneamento da imagem e os valores foram obtidos automaticamente na planilha de resultados, sendo o valor de DF na ‘coluna 6 (Figura 9).

Figura 9 - Análise da ROI para mensuração da DFg.



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Legenda: A) Programa ImageJ; B) Imagem da ROI de osso trabecular da  $\mu$ TC e aplicação do cálculo de DF em escala de cinza utilizando o plugin Fraclac; C) Ferramenta Fraclac e seta em amarelo indicando a análise pelo método de Box Counting; D) Interface para a configuração do método de análise de escala de cinza e setas indicando com a seleção do subtipo de método “Gray 1”, números de quadrados igual a 9 e sem a marcação do *colour sold*.

#### 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram digitados no programa Excel e posteriormente exportados para o programa *GraphPad Prism 9.0* para análise estatística. Foram identificados três *outliers* pelo método de Grubbs. Foi realizado o teste de normalidade *Shapiro-Wilk* para todas as variáveis. As correlações entre as variáveis quantitativas foram avaliadas pelos testes de Spearman ou Pearson. Foi considerado um nível de significância de 5%. A magnitude da correlação foi considerada pelo valor de  $r$  quando: o valor fosse igual ou maior que 0,9 era uma correlação muito forte, quando valor era de 0,7 a 0,89 era forte, quando o valor ficava entre 0,4 a 0,69, era moderada e quando apresentava um valor abaixo de 0,39 indicava uma correlação fraca.



## 5 RESULTADOS

Dos 18 pacientes que participaram da pesquisa, dez participantes eram do sexo feminino e oito do sexo masculino, apresentado uma média de idade de 23,9 anos. Foram coletadas 14 amostras do lado esquerdo mandibular e quatro do lado direito, todas na região de trígono retromolar. Os dentes estavam em posições distintas, estando oito na horizontal, dois na vertical, sete estavam em posição mesioangular e um distoangular. O pós-operatório dos pacientes não houve relato que indicasse que a utilização da trefina teria aumentado a morbidade no pós-cirúrgico da extração de terceiros molares inclusos/impactados destes pacientes.

Das amostras coletadas, 17 delas apresentavam a porção cortical íntegra e apenas 8 apresentavam a porção trabecular. Foi realizada a média dos valores da DF para cada exame nos dois métodos de processamentos realizados (Tabela 1).

Tabela 1– Valores de DF para os dois métodos de pré-processamento analisado nos três exames de imagem.

Dimensão Fractal	N = 18	RPD	TCFC	$\mu$ CT
<b><u>DFc</u></b>				
Cortical	17	1,22 $\pm$ 0,12	1,55 $\pm$ 0,02	1,80 $\pm$ 0,01
Trabecular	8	1,60 $\pm$ 0,12	1,18 $\pm$ 0,10	1,47 $\pm$ 0,09
<b><u>DFg</u></b>				
Cortical	8	-	0,99 $\pm$ 0,04	1,30 $\pm$ 0,07
Trabecular	17	1,37 $\pm$ 0,10	1,02 $\pm$ 0,11	1,25 $\pm$ 0,02

Fonte: Elaborado pelo autor (2022). Média  $\pm$  Desvio-padrão.

Os dados da análise microtomográfica estão dispostos na Tabela 2. O método de análise de Grubbs para identificar *outliers* revelou apenas um dado para porosidade cortical.

Tabela 2- Resultados da análise microtomográfica.

Parâmetros	N	Média (DP)	Mediana
<b><u>Cortical</u></b>			
Po (%)	16	7,52 (6,27)	6

<b>SO (mm)</b>	17	2,93 (0,99)	2,60
<b>NC (n)</b>	17	0,69 (0,41)	0,52
<b>DMO (g/cm<sup>3</sup> HA)</b>	17	1,13 (0,03)	1,14
<b><u>Trabecular</u></b>			
<b>VO (%)</b>	8	33,75 (14,87)	33
<b>SO (mm)</b>	8	9,57 (3,26)	9,51
<b>Tb.N (n)</b>	8	1,45 (0,33)	1,43
<b>Tb.Sp</b>	8	0,48 (0,2)	0,43
<b>Tb.Th</b>	8	0,23 (0,08)	0,20
<b>DMO (g/cm<sup>3</sup> HA)</b>	8	0,9 (0,05)	0,9
<b>SMI (#)</b>	8	1,53 (1,28)	1,89
<b>Conn.D (#)</b>	8	6,25 (3,17)	7,09

A análise de correlação nas porções trabecular e cortical foram consideradas quando apresentaram nível de significância menor de 0,05 e com magnitude forte ou moderada.

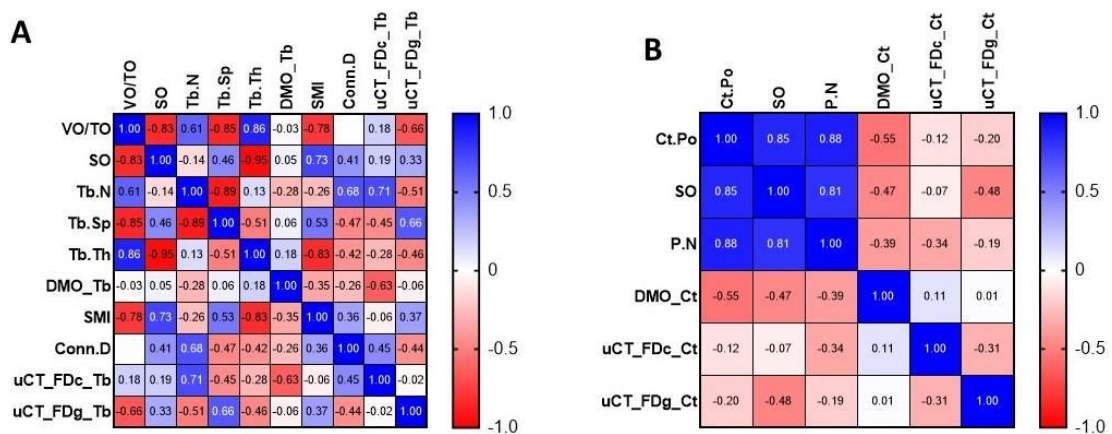
Houve correlação entre alguns parâmetros microarquiteturais analisados na  $\mu$ CT, demonstrados na matriz de correlação abaixo (Gráfico 1). De acordo com a legenda, os tons mais fortes representam as correlações mais fortes e a cor absoluta representa uma correlação perfeita, sendo as correlações positivas azuis e as correlações negativas demonstradas em vermelho.

Tabela 3 - Valores de p para o teste de correlação na porção trabecular para  $\mu$ CT

<b>Parâmetro</b>	<b>VO</b>	<b>SO</b>	<b>Tb.N</b>	<b>Tb.Sp</b>	<b>Tb.Th</b>	<b>DMO_Tb</b>	<b>SMI</b>	<b>Conn.D</b>	<b>FDc</b>	<b>FDg</b>
VO		0,01	0,11	0,01	0,01	0,95	0,02	1,00	0,70	0,11
SO	0,01		0,74	0,26	0,00	0,90	0,04	0,31	0,68	0,47
Tb.N	0,11	0,74		0,00	0,75	0,50	0,53	0,06	0,07	0,24
Tb.Sp	0,01	0,26	0,00		0,20	0,88	0,17	0,24	0,31	0,11
Tb.Th	0,01	0,00	0,75	0,20		0,67	0,01	0,30	0,54	0,29
DMO_Tb	0,95	0,90	0,50	0,88	0,67		0,40	0,53	0,13	0,91
IME	0,02	0,04	0,53	0,17	0,01	0,40		0,38	0,90	0,41
Conn.D	1,00	0,31	0,06	0,24	0,30	0,53	0,38		0,31	0,33
FDc	0,70	0,68	0,07	0,31	0,54	0,13	0,90	0,31		0,96
FDg	0,11	0,47	0,24	0,11	0,29	0,91	0,41	0,33	0,96	

Tabela 4 - Valores de p para o teste de correlação na porção cortical para  $\mu$ CT

Parâmetro	Ct.Po	SO	P.N	DMO	FDc	FDg
Ct.Po		0,00	0,00	0,02	0,64	0,45
SO	0,00		0,00	0,06	0,80	0,05
P.N	0,00	0,00		0,13	0,18	0,45
DMO	0,02	0,06	0,13		0,68	0,96
FDc	0,64	0,80	0,18	0,68		0,23
FDg	0,45	0,05	0,45	0,96	0,23	

Gráfico 1- Matriz de correlação entre os parâmetros arquiteturais definidos na  $\mu$ CT.

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

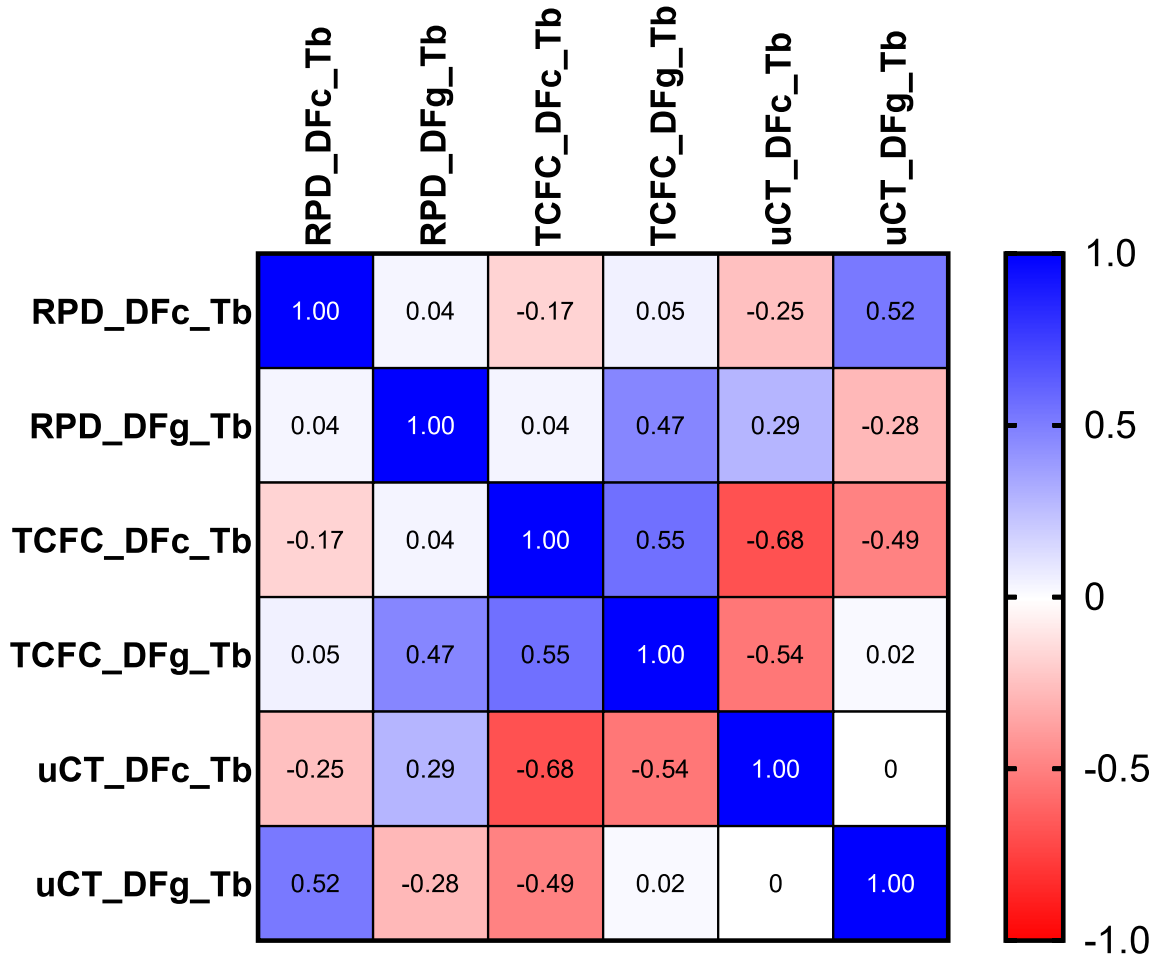
Legenda: A) Matriz da porção trabecular. B) Matriz da porção cortical.

Houve correlação negativa entre DFc e DFg na porção cortical na TCFC ( $p$  0,01,  $r$ -0,61). Na  $\mu$ CT, não houve correlação entre DF e os parâmetros analisados na porção trabecular, e na cortical houve uma tendência de correlação negativa de DFg com a superfície óssea ( $p$  0,05,  $r$ -0,48). Entre os parâmetros microarquiteturais, houve correlação significativa entre VO, sendo negativa com SO ( $p$  0,01) e Tb.Sp ( $p$  0,008), e positiva com Tb.Th ( $p$  0,006) para porção trabecular; e para cortical houve correlação forte e positiva da porosidade com SO ( $p$  0,00003) e PN ( $p$  0,00001), e moderada e negativa com a DMO ( $p$  0,02). Na RPD não houve correlação entre DF e os dados do histograma na trabecular, e houve apenas na DFg com o desvio-padrão dos valores dos *pixels* ( $p$  0,004,  $r$ -0,66). Na TCFC na porção trabecular a

DFc correlacionou com a média do valor dos *pixels* (p 0,03, r0,74) e a DFg correlacionou com o desvio-padrão dos valores dos *pixels* (p 0,03, r0,73).

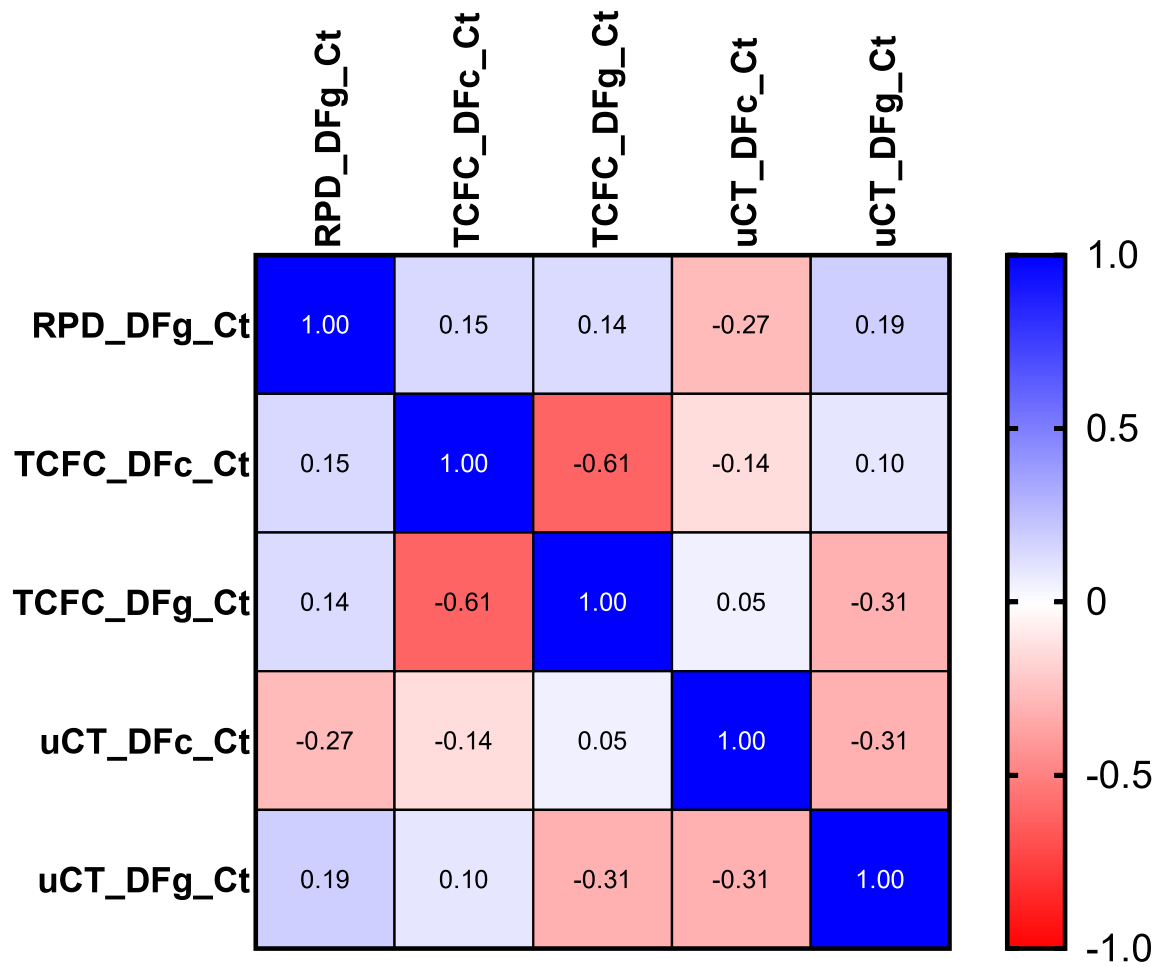
Os Gráficos 2 e 3 trazem os valores das correlações das DF, entre os três exames por imagem, para as regiões trabeculares e corticais, respectivamente.

Gráfico 2- Matriz de Correlação entre os valores de DF na porção trabecular.



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Gráfico 3- Matriz de Correlação entre os valores de DF na porção cortical.



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

## 6 DISCUSSÃO

O estudo em questão mensurou os valores de DF em imagens radiográficas obtidos por dois métodos de processamento, e depois verificou a existência de correlação entre esses valores de DF. Como são exames de resoluções distintas e independentes, os valores de DF obtidos pela  $\mu$ CT, RPD e TCFC, pré-processados pela binarização e esqueletonização ou pelo método direto na imagem em escala de cinza, não mostraram estar correlacionados. Foram achados valores de DF para cada abordagem, e a  $\mu$ CT apresentou maiores médias de DF para a porção cortical dentre os três exames por imagem, enquanto a RPD apresentou os maiores valores médios de DF na porção trabecular. Correlações foram encontradas entre os parâmetros microarquiteturais, principalmente para  $\mu$ CT. Entre parâmetros estruturais e do histograma com a DF, achados interessantes quanto aos valores dos pixels e sua amplitude de variação foram encontrados.

Em uma revisão sistemática realizada por Kato et al. (2020), foi evidenciado que poucos estudos realizaram o cálculo da DF na  $\mu$ CT, sendo que esses trabalhos apresentaram resultados semelhantes ao presente estudo, com um valor maior de DF em relação a outras exames, incluindo a TCFC, condizendo com nossos achados (GONZÁLEZ-GARCÍA; MONJE, 2013; DURSUN et al., 2015). Já na revisão sistemática e meta-análise de Franciotti et al., (2021), que versa sobre os estudos abordando a DF na investigação da osteoporose, os maiores valores para o grupo de pacientes saudáveis, foram observados nas radiografias periapicais e na panorâmica, quando comparados à TCFC, também exibindo uma mesma tendência que nossos achados. Na meta-análise mencionada, os valores de DF na TCFC variaram entre 0,91 e 1,40, e nossos resultados mostraram uma média de 1,18 pelo método de processamento clássico mais utilizado, baseado no artigo de White e Rudolph (WHITE; RUDOLPH, 1999), e pelo processamento da imagem em escala de cinza, média de 1,02, condizentes com o intervalo encontrado na revisão sistemática.

Sabe-se que a DF representa o nível de complexidade, uma vez que um nível maior de ocupação do espaço implica em uma estrutura fractal mais complexa (BACKES; BRUNO, 2005; ASSIS et al., 2009). Sendo assim, podemos sugerir que os maiores valores da DF apresentados neste trabalho para a porção trabecular nas

radiografias periapicais digitais podem estar correlacionados com a maior complexidade de uma imagem bidimensional e com sobreposição de estruturas.

Ainda sobre entender que a DF representa a complexidade estrutural, a análise qualitativa das imagens realizada durante todo o estudo trouxe reflexões importantes. Na porção trabecular, White e Rudolph (1999) propuseram uma sequência de passos que possibilitasse gerar uma representação linear das trabéculas ósseas em um exame bidimensional. Com correções de brilho e de outros parâmetros na imagem, os autores então definem uma sequência lógica que culminaria na binarização e esqueletonização, e que visualmente aquilo seria representativo da estrutura trabecular. No decorrer do nosso estudo, realizando a sequência lógica proposta, o que se notou foi que para a porção cortical, essa representatividade em termos da geração da estrutura linear para a matriz compacta não refletia o que se queria analisar. Não pareceu visualmente que as estruturas lineares, posteriormente usadas para o cálculo da DF, refletiam a complexidade estrutural dessa matriz óssea compacta. Neste sentido, interpretamos com cautela os dados da DFC para a porção cortical. Pela não representação visual da estrutura, o cálculo não foi realizado para RPD, e para a TCFC e  $\mu$ CT o método foi utilizado, mas os dados foram interpretados considerando que a representação da complexidade deveria levar em conta que o passo anterior de esqueletonização pode ter interferido na representação dessa complexidade avaliada pela DF.

Ainda sobre a porção cortical, a DFC e DFG correlacionaram-se inversamente no córtex, sendo que provavelmente houve influência do processo de binarização da imagem, que logo após de binarizada e esqueletonizada mostrou uma estrutura linear que poderia não refletir toda a complexidade cortical, na sua distribuição de canais pela matriz. Por isso, essa correlação negativa não foi considerada como um resultado altamente relevante. Também, as imagens obtidas da região de osso cortical adquiridas em maior resolução, possibilitando observar a microarquitetura, identificando canais e áreas de reabsorção, como na  $\mu$ CT, levou a reflexão que apenas a DFG poderia ser considerada. Dessa forma, é provável que o processo do cálculo da DF em cima de uma estrutura linear que não correspondia à matriz óssea fez com que não houvesse uma correlação com o cálculo da DF acessado em outra metodologia (escala de cinza). Para imagens de TCFC, quando for calcular DF, é necessário atenção a qual método de pré-processamento utilizar para depois poder

comparar com dados da literatura, que em sua maioria, usa o cálculo pelo processamento usando a binarização.

Resultados da DF na porção trabecular se mostraram promissores. A DFc obtida em exames de TCFC correlacionou-se com a média de pixels da imagem, mostrando que houve uma influência dos valores de pixels na imagem no cálculo da DF, depois da binarização e esqueletonização, maiores valores de DF tem que ver com quão hiperdensas eram as trabéculas naquela região. Já para a DF analisada nas imagens em escala de cinza, pode-se observar que maiores valores de DF estão correlacionados com uma maior variação nos valores de cinza, ou seja, altos valores de DF acompanham altos índices de transição na imagem entre áreas hipodensas e trabéculas hiperdensas. A maior resolução da TCFC pode ter influenciado na identificação mais precisa das trabéculas, fazendo com que tanto na binarização quanto na análise em escala de cinza, a identificação real das estruturas ósseas foi importante para permitir uma análise posterior da DF.

Para além da DF, foi interessante observar as correlações encontradas na  $\mu$ CT, consideradas como um tipo de “controle positivo” do estudo. As correlações negativas entre o volume ósseo com a superfície óssea, e com a separação e espessura trabecular, além das correlações positivas na cortical entre porosidade e superfície óssea e número de poros, e negativa com a densidade mineral eram esperadas. Para ambas as partes analisadas, espera-se que maior quantidade de matriz correlacione negativamente com parâmetros que representem canais e buracos. Em se tratando de análise microtomográfica, a revisão de Irie et.al (2018) revelou que parâmetros intrínsecos e extrínsecos relacionados à qualidade óssea podem ser avaliados pela microtomografia computadorizada e que certas respostas podem ser obtidas avaliando separadamente cortical e trabecular, conciliando com análises complementares, como a análise de textura. Nosso estudo revelou que, com as correlações intrínsecas na abordagem microarquitetural em alta resolução, o que se era esperado em termos de achados microtomográficos foram evidenciados. Neste sentido, a mensuração da DF e de demais parâmetros em conjunto ajudou a entender melhor os aspectos de complexidade do osso mandibular avaliado. Porém, pelo fato de não ter encontrado correlações significantes da mesma região óssea avaliada em resoluções distintas, uma in vitro ( $\mu$ CT) e duas in vivo (TCFC e RDP), que estes dados sejam sempre interpretados respeitando os limites de onde foram obtidos, sem extrapolar os dados de uma resolução para outra.



Ainda que o estudo apresente limitações, foi possível calcular a DF nas três abordagens (RPD, TCFC e  $\mu$ CT) e correlacionar com os achados microestruturais da  $\mu$ CT e com os métodos de processamento, permitindo a identificação de valores sobre o cálculo da DF e como este pode ser influenciado. Sobre o número de amostras coletadas, a limitação maior foi o impacto negativo pela pandemia de COVID-19, que fez com que os atendimentos clínicos em curso fossem interrompidos por um longo período. Ainda, a proposta de coleta de um fragmento ósseo, por vezes, inviabilizava a aceitação do paciente. Sobre as limitações das análises, a TCFC foi adquirida nos pacientes diretamente, já as outras abordagens foram realizadas apenas no fragmento ósseo, e imagina-se sendo que os tecidos moles na abordagem in vivo podem influenciar no resultado.

## 7 CONCLUSÃO

Conclui-se que não houve correlação entre os valores de DF nas três modalidades de imagem analisadas, independentemente do método de processamento com ou sem binarização. Sobre os valores de DF e sua relação com os *pixels*, a DF analisada nas imagens em escala de cinza está ligada com a maior amplitude na variação dos valores dos *pixels* na porção trabecular, tanto para RPD quanto para TCFC. Os valores de DF obtidos pela binarização e esqueletonização tiveram correlação com a média do valor dos *pixels* para RPD também somente na porção trabecular.

## REFERÊNCIAS

- ASSIS, T. A. DE et al. Geometria fractal: propriedades e características de fractais ideais. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 30, n. 2, p. 2304.1-2304.10, 2009.
- BACKES, A. R. Estudos de métodos de análise de complexidade em imagens. **PhD Thesis**, p. 1–181, 2010.
- BACKES, A. R.; BRUNO, O. M. Técnicas de estimativa da dimensão fractal: Um estudo comparativo. **INFOCOMP Journal of Computer Science**, v. 4, n. 3, p. 50, 2005.
- BASILLAIS, A. et al. Three-dimensional characterization of cortical bone microstructure by microcomputed tomography: Validation with ultrasonic and microscopic measurements. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 12, n. 2, p. 141–148, 2007.
- BOLLEN, A. M. et al. Fractal dimension on dental radiographs. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 30, n. 5, p. 270–275, 2001.
- BOROWSKA, M.; SZARMACH, J.; OCZERETKO, E. Fractal texture analysis of the healing process after bone loss. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 46, p. 191–196, 2015.
- CASTRO, I. O.; ESTRELA, C.; VALLADARES-NETO, J. A influência de imagens tridimensionais no plano de tratamento ortodôntico. **Dental Press Journal of Orthodontics**, v. 16, n. 1, p. 75–80, 2011.
- CHAPPARD, D. et al. Trabecular bone microarchitecture: A review. **Morphologie**, v. 92, n. 299, p. 162–170, 2008.
- CHEN, Q. et al. Fractal dimension: A complementary diagnostic indicator of osteoporosis to bone mineral density. **Medical Hypotheses**, v. 116, n. May, p. 136–138, 2018.
- CLARKE, B. Normal bone anatomy and physiology. **Clinical journal of the American Society of Nephrology : CJASN**, v. 3 Suppl 3, p. 131–139, 2008.
- CURREY, J. The structure and mechanics of bone. **Journal of Materials Science**, v. 47, p. 41–54, 2012.
- DURSUN, E. et al. Do Porous Titanium Granule Grafts Affect Bone Microarchitecture at Augmented Maxillary Sinus Sites? A Pilot Split-Mouth Human Study. **Implant Dentistry**, v. 24, n. 4, p. 427–433, 2015.

- FAZZALARI, N. L.; PARKINSON, I. H. Fractal properties of subchondral cancellous bone in severe osteoarthritis of the hip. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 12, n. 4, p. 632–640, 1997.
- FRANCIOTTI, R. et al. Use of fractal analysis in dental images for osteoporosis detection: a systematic review and meta-analysis. **Osteoporosis International**, v. 32, n. 6, p. 1041–1052, 2021.
- FRANCISQUINI, I. A.; CALDAS, R. A.; RABELO, G.D. Bone microdamage evaluation: a supplementary tool to provide three-dimensional visualization. **Clin Lab Res Den**. 1-7, 2020.
- GAALAAS, L. et al. Analysis of trabecular bone using site-specific fractal values calculated from cone beam CT images. **Oral Radiology**, v. 30, n. 2, p. 179–185, 2014.
- GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 12, n. 2, p. 139–156, 2007.
- GERAETS, W. G.; VAN DER STELT, P. F. Fractal properties of bone. **Dentomaxillofacial radiology**, v. 29, n. 3, p. 144–53, 2000.
- GONZÁLEZ-GARCÍA, R.; MONJE, F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: A histomorphometric analysis by micro-CT. **Clinical Oral Implants Research**, v. 24, n. 8, p. 871–879, 2013.
- HOWERTON, W. B. J.; MORA, M. A. Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 139 Suppl, p. 20S-24S, 2008.
- HUH, K.-H. et al. Fractal analysis of mandibular trabecular bone: optimal tile sizes for the tile counting method. **Imaging science in dentistry**, v. 41, n. 2, p. 71–78, 2011.
- IRIE, M. S. et al. Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 3, p. 227–238, 2018.
- JOLLEY, L.; MAJUMDAR, S.; KAPILA, S. Technical factors in fractal analysis of periapical radiographs. **Dentomaxillofacial radiology**, v. 35, n. 6, p. 393–397, 2006.
- JOO, Y. I. et al. Effects of endurance exercise on three-dimensional trabecular bone microarchitecture in young growing rats. **Bone**, v. 33, n. 4, p. 485–493, 2003.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica Texto AtlasHistologia**

**Básica**, 2017.

KARPERIEN, A. FracLac for ImageJ.

<http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/fracLac/FLHelp/Introduction.htm>. 1999-2013.

KATO, C. N. et al. Use of fractal analysis in dental images: a systematic review.

**Dento maxillo facial radiology**, v. 49, n. 2, p. 20180457, 2020.

MAGAT, G.; OZCAN SENER, S. Evaluation of trabecular pattern of mandible using fractal dimension, bone area fraction, and gray scale value: comparison of cone-beam computed tomography and panoramic radiography. **Oral Radiology**, v. 35, n. 1, p. 35–42, 2019.

MANDELBROT, B. B.; WHEELER, J. A. **The Fractal Geometry of Nature American Journal of Physics**, 1983.

MOURA, J. R. et al. Aplicabilidade Da Tomografia Computadorizada Cone Beam Na Odontologia. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 39, n. 2, p. 22–28, 2018.

OSMAN, D. et al. Fractal based image analysis of human trabecular bone using the box counting algorithm: Impact of resolution and relationship to standard measures of trabecular bone structure. **Fractals**, v. 6, n. 3, p. 275–283, 1998.

PATEL, S. et al. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 6, p. 507–515, 2009.

PROUTEAU, S. et al. Fractal analysis of bone texture: A screening tool for stress fracture risk? **European Journal of Clinical Investigation**, v. 34, n. 2, p. 137–142, 2004.

RABELO, G. D. et al. Evaluation of cortical mandibular bone in patients with oral squamous cell carcinoma. **Clinical Oral Investigations**, v. 22, n. 2, p. 783–790, mar. 2018a.

RABELO, G. D. et al. Cortical Fractal Analysis and Collagen Crosslinks Content in Femoral Neck After Osteoporotic Fracture in Postmenopausal Women: Comparison with Osteoarthritis. **Calcified Tissue International**, 2018b.

RAUNER, M.; HOFBAUER, L. C.; ARINGER, M. Lokale und systemische Knocheneffekte bei rheumatoider Arthritis. **Zeitschrift für Rheumatologie**, v. 71, n. 10, p. 869–874, 2012.

REZNIKOV, N.; SHAHAR, R.; WEINER, S. Bone hierarchical structure in three dimensions. **Acta Biomaterialia**, v. 10, n. 9, p. 3815–3826, 2014.

ROSCHGER, P. et al. Bone mineralization density distribution in health and disease.

**Bone**, v. 42, n. 3, p. 456–466, 2008.

ROTHER, L. E. et al. Trabecular and cortical bone as risk factors for orthodontic relapse. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 130, n. 4, p. 476–484, 2006.

SANCHEZ-MOLINA, D. et al. Fractal dimension and mechanical properties of human cortical bone. **Medical Engineering and Physics**, v. 35, n. 5, p. 576–582, 2013.

SÁNCHEZ, I.; UZCÁTEGUI, G. Fractals in dentistry. **Journal of Dentistry**, v. 39, n. 4, p. 273–292, 2011.

SEEMAN, E.; DELMAS, P. D. Bone Quality — The Material and Structural Basis of Bone Strength and Fragility. **New England Journal of Medicine**, v. 354, n. 21, p. 2250–2261, 2006.

SENER, E.; CINARCIK, S.; BAKSI, B. G. Use of Fractal Analysis for the Discrimination of Trabecular Changes Between Individuals With Healthy Gingiva or Moderate Periodontitis. **Journal of Periodontology**, v. 86, n. 12, p. 1364–1369, 2015.

SHAPIRO, F. Bone development and its relation to fracture repair. The role of mesenchymal osteoblasts and surface osteoblasts. **European cells & materials**, v. 15, p. 53–76, abr. 2008.

SILVA, M. E. B.; SANTOS, H. S.; RUHLAND, L.; BADARÓ, M. M.; RABELO, G. D. Correlação entre metodologias de análise da Dimensão Fractal em radiografias de mandíbula: resultados preliminares.. In: Proceedings of the 38th SBPqO Virtual Annual Meeting, 2021. *Braz Oral Res*, v. 35. p. 95, 2021.

SOUTHARD, T. E.; SOUTHARD, K. A.; LEE, A. Alveolar process fractal dimension and postcranial bone density. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics**, v. 91, n. 4, p. 486–491, abr. 2001.

TOPOLIŃSKI, T. et al. Microarchitecture parameters describe bone structure and its strength better than BMD. **TheScientificWorldJournal**, v. 2012, p. 502781, 2012.

TORRES, S. R. et al. Fractal dimension evaluation of cone beam computed tomography in patients with bisphosphonate-associated osteonecrosis. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 40, n. 8, p. 501–505, 2011.

VAN DER STELT, P. F. Filmless imaging: The uses of digital radiography in dental practice. **Journal of the American Dental Association**, v. 136, n. 10, p. 1379–1387, 2005.

WHITE, S. C.; PHAROAH, M. J. **Radiologia Oral: fundamentos e interpretação**,

2015.

WHITE, S. C.; RUDOLPH, D. J. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 88, n. 5, p. 628–635, 1999.

WLCZEK, P.; ODGAARD, A.; SERNETZ, M. Fractal 3D Analysis of Blood Vessels and Bones. p. 240–248, In: Encarnação, J.L., Sakas, G., Peitgen, HO., Englert, G. (eds) **Fractal Geometry and Computer Graphics**. 1992.

YASAR, F.; AKGUNLU, F. Evaluating mandibular cortical index quantitatively. **European journal of dentistry**, v. 2, n. 4, p. 283–90, 2008.

YAŞAR, F.; AKGÜNLÜ, F. Fractal dimension and lacunarity analysis of dental radiographs. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 34, n. 5, p. 261–267, 2005.

ZEYTINOĞLU, M. et al. Fractal analysis for the assessment of trabecular peri-implant alveolar bone using panoramic radiographs. **Clinical Oral Investigations**, v. 19, n. 2, p. 519–524, 2015.

## ANEXO A

Primeiras páginas dos primeiros pareceres (versão 3 e versão 6), mais a primeira e última página do parecer final (versão 7).



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Avaliação do osso mandibular em pacientes com lesões benignas e malignas da cavidade oral

**Pesquisador:** Gustavo Davi Rabelo

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 85565618.3.1001.5147

**Instituição Proponente:** FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

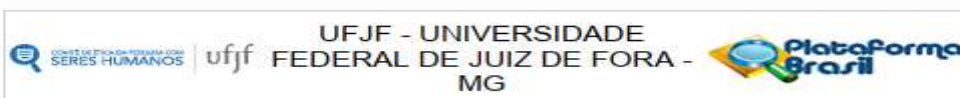
**Número do Parecer:** 2.757.535

#### Apresentação do Projeto:

O presente estudo prospectivo consta de uma análise multimodal de amostras ósseas advindas de pacientes com lesões benignas e malignas da cavidade oral que apresentem envolvimento mandibular. Após a cirurgia de ressecção ou cirurgia de acesso, amostras ósseas serão obtidas na mandíbula em área adjacente às lesões neoplásicas para o grupo teste, e amostras para o grupo controle serão obtidas em osso normal no momento cirúrgico da osteotomia para acesso aos dentes que serão extraídos. De cada paciente serão coletados dados no prontuário e ficha clínica, respeitando critérios de ética em pesquisa, não permitindo subsequente identificação dos mesmos. Todos os pacientes assinarão termo de consentimento livre e esclarecido concordando em participar do estudo e serão classificados e categorizados, obedecendo aos critérios de inclusão e exclusão. Todas as amostras serão exaustivamente avaliadas por técnicas de microtomografia, histomorfometria, imunistoquímica, microscopia de força atômica e análise dos microdanos. O projeto será realizado na instituição proponente com a participação de duas outras instituições coparticipantes. Apresentação do projeto está clara, detalhada de forma objetiva, descreve as bases científicas que justificam o estudo, estando de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, item III.

**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@ufff.edu.br





### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DA EMENDA

**Título da Pesquisa:** Avaliação do osso mandibular em pacientes com lesões benignas e malignas da cavidade oral

**Pesquisador:** Gustavo Davi Rabelo

**Área Temática:**

**Versão:** 6

**CAAE:** 85565618.3.0000.5147

**Instituição Proponente:** FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.532.170

#### Apresentação do Projeto:

O presente estudo prospectivo consta de uma análise multimodal de amostras ósseas advindas de pacientes com lesões benignas e malignas da cavidade oral que apresentem envolvimento mandibular. Após a cirurgia de ressecção ou cirurgia de acesso, amostras ósseas serão obtidas na mandíbula em área adjacente às lesões neoplásicas ou císticas para o grupo teste, e amostras para o grupo controle serão obtidas em osso normal no momento cirúrgico da osteotomia para acesso aos dentes que serão extraídos. De cada paciente serão coletados dados no prontuário e ficha clínica, respeitando critérios de ética em pesquisa, não permitindo subsequente identificação dos mesmos. Todos os pacientes assinarão termo de consentimento livre e esclarecido concordando em participar do estudo e serão classificados e categorizados, obedecendo aos critérios de inclusão e exclusão. Todas as amostras serão exaustivamente avaliadas por técnicas de microtomografia, análise de textura, histomorfometria, imunoistoquímica e análise dos microdanos. O projeto será realizado na instituição proponente com a participação de duas outras instituições

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

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER SMN  
**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



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DA EMENDA

**Título da Pesquisa:** Avaliação do osso mandibular em pacientes com lesões benignas e malignas da cavidade oral

**Pesquisador:** Gustavo Davi Rabelo

**Área Temática:**

**Versão:** 7

**CAAE:** 85565618.3.0000.5147

**Instituição Proponente:** FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 4.457.103

#### Apresentação do Projeto:

"O presente estudo prospectivo consta de uma análise multimodal de amostras ósseas advindas de pacientes com lesões benignas e malignas da cavidade oral que apresentem envolvimento mandibular." As informações elencadas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram retiradas do arquivo Informações Básicas da Emenda.

#### Objetivo da Pesquisa:

"O objetivo do presente projeto é avaliar o tecido ósseo adjacente às lesões benignas e malignas orais em relação à morfologia e comportamento celular, na tentativa de identificar alterações estruturais e de composição, a presença de microdanos e alterações na expressão de proteínas envolvidas no turnover ósseo."

As informações elencadas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram retiradas do arquivo Informações Básicas da Emenda.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

"Para os pacientes com lesão benigna ou do grupo controle poderá haver um desconforto mínimo decorrente da cirurgia, como por exemplo desconfortos inerentes à procedimentos de cirurgia oral menor, dentre eles presença de hematoma, dor, infecção ou edema".

"Os benefícios quanto à realização do trabalho são relacionados a um melhor entendimento da

**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: 4.457.103

TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_GrupoTestUFJF_R1.doc	22/05/2018 08:45:47	Gustavo Davi Rabelo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_GrupoTesteACCamargo.doc	21/05/2018 16:06:26	Gustavo Davi Rabelo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_GrupoControleUFJF_R1.doc	21/05/2018 15:47:28	Gustavo Davi Rabelo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_UFU.pdf	16/03/2018 11:38:06	Gustavo Davi Rabelo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_ACCamargo.pdf	16/03/2018 11:37:51	Gustavo Davi Rabelo	Aceito
Outros	Termo_sigilo.pdf	14/03/2018 16:35:35	Gustavo Davi Rabelo	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto_final.pdf	14/03/2018 16:31:27	Gustavo Davi Rabelo	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

JUIZ DE FORA, 11 de Dezembro de 2020

---

**Assinado por:**  
**Jubel Barreto**  
**(Coordenador(a))**