EDUARDO MASSAHARU AOKI

**Correlação entre valores de pixel de tomografia
computadorizada e a intensidade do sinal proveniente da
medula óssea da mandíbula adquiridos por meio da
Ressonância Magnética**

São Paulo
2019

EDUARDO MASSAHARU AOKI

**Correlação entre valores de pixel de tomografia
computadorizada e a intensidade do sinal proveniente da
medula óssea da mandíbula adquiridos por meio da
Ressonância Magnética**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Diagnóstico Bucal, Radiologia Odontológica e Imaginologia para obter o título de Doutor em Ciências.

Orientadora: Profa. Dra. Emiko Saito Arita

São Paulo

2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Aoki, Eduardo Massaharu.

Correlação entre valores de pixel de tomografia computadorizada e a intensidade do sinal proveniente da medula óssea da mandíbula adquiridos por meio da Ressonância Magnética / Eduardo Massaharu Aoki ; orientador Emiko Saito Arita. - São Paulo, 2019.

68 p. : tab., fig., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em XXX. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal, Radiologia Odontológica e Imaginologia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Ressonância magnética. 2. Medula óssea. 3. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 4. Densidade óssea. I. Arita, Emiko Saito. II. Título.

Aoki EM. Correlação entre valores de pixel de tomografia computadorizada e a intensidade do sinal proveniente da medula óssea da mandíbula adquiridos por meio da Ressonância Magnética. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Aprovado em: 21/05/2019

Banca Examinadora

Prof. Dr. Claudio Froes de Freitas

Instituição: FO-USP

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Ricardo Raitz

Instituição: UFCS- Externo

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Arthur Rodriguez Gonzalez Cortes

Instituição: FO-USP J

Julgamento: Aprovado

Aos meus pais Goichi e Catharina.

AGRADECIMENTOS

À minha esposa, por todo amor e carinho que recebi desde que nos conhecemos. Por “segurar a barra” todos estes anos em que me dediquei à carreira acadêmica cuidando exemplarmente de nossos tesouros (Heleninha e Bruno) em tempos que precisei me ausentar. Sem você, nada disso seria possível.

Aos meus filhos Bruno e Helena, sempre me ensinando a ser uma pessoa melhor. Voltei um pouco mais tarde para a vida acadêmica, mas, com a experiência e amadurecimento que vocês me proporcionaram, sei que pude otimizar e aproveitar muito bem o meu tempo na Faculdade. Me ensinaram também à ter mais paciência, pois tem horas que as coisas não são como a gente quer, e sim como elas devem ser. Vocês tornaram o meu caminho mais leve e alegre.

À minha Orientadora, professora Emiko Saito Arita, por todo apoio e ensinamentos transmitidos. Agora durante o doutorado com menos broncas e com mais responsabilidades, tive o privilégio de ser orientado novamente pela senhora. Senti que esses curtos anos do doutorado foram bem diferentes dos anos do mestrado e não apenas uma simples continuação. Acho que consegui amadurecer mais um pouco, principalmente com todos os acontecimentos dos intensos anos de término do quadriênio para a avaliação do nosso Programa de Pós-graduação. No Doutorado, já passamos pela fase de “tudo novidade” para poder nos engajarmos em outras atividades que eu acredito serem essenciais para a construção de um bom profissional. Acredito que se eu consegui contribuir um pouco para o nosso Programa e isso não teria sido possível sem a sua ajuda. Muitas vezes colocando meu pé no chão, lembrando que em muitas vezes, nosso idealismo e empolgação podem se transformar em imprudência. Obrigado!

Ao amigo Arthur, agora, professor da Disciplina de Radiologia da FOU SP. Muito obrigado por todo tempo que pudemos conviver juntos. Você me trouxe de volta para a Faculdade e aprendi muito com você, obrigado.

Aos Professores da Disciplina de Radiologia: Claudio Costa, Jefferson, Cezar, Claudio Freitas, Israel, e professora Titular Marlene Fenyo. Muito obrigado por todo tempo que pude conviver com vocês, sempre aprendendo muito, não só sobre Radiologia, mas também sobre a vida de professor e pesquisador. Vou levar muita coisa na minha bagagem graças à vocês! Tive o prazer de ser aluno de vocês na graduação e agora na pós-graduação.

Ao meu amigo Abdala, um cara de grande coração. Não existe tempo ruim com você. Sempre disposto a ajudar todos da maneira que for possível. Parceiro de microtomografia no mestrado e agora de Ressonância Magnética. Passamos juntos por muitos “campos magnéticos intensos”, mas tendo um amigo como você, “ponderado em bom senso”, as coisas fluem de maneira sensata. Você me ajudou muito durante o mestrado e doutorado. Não tenho aqui as palavras certas para expressar minha gratidão. Muito obrigado

Ao Dr. Ronaldo Abdala, por disponibilizar abertamente os exames e a clínica, muito obrigado pelo apoio em todos os momentos.

À equipe CROD de Avaré, pela grande ajuda prestada.

À todos os amigos de pós (Jun, Jéssica, Naty, Dani, Isa, Ana Luiza, Rodrigo, Moses, Luciana, Denise, Erika, Dani Ayumi, Cibele, Giovanna, Fernando Reis, Ju, Fernando Amorim, Shalo, Rosa, Luiza e Henrique.) Obrigado pela companhia todos estes anos. Tive muita sorte de poder conviver com uma turma tão especial e sei que isso não ocorre em outros programas. Temos que sempre valorizar isso!

Aos professores da Universidade de Okayama, Junichi Asaumi, Yanagi, Mariko, Takeshita, Hisatomi, Emílio e em especial ao amigo Prof. Shunsuke Okada, por todo suporte oferecido durante a minha estadia na Universidade de Okayama. Além de ganhar experiência e conhecimento, ganhei amigos também. A experiência no Japão foi incrível.

À Professora Silvia Vanessa Lourenço, pela confiança depositada nesses tempos de CCP, no qual tive a oportunidade de aprender um pouco sobre o funcionamento da Pós-Graduação da nossa faculdade.

À Cidinha, nosso anjo da guarda. Você transforma a secretaria da Radiologia no lugar mais acolhedor e aconchegante da FOUSP. Obrigado pelo suporte e cafezinhos durante esses anos! Seu carinho e dedicação são fundamentais para os alunos da pós!

À bibliotecária Glauci, pela paciência e ajuda na formatação da tese.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa de Doutorado concedida.

RESUMO

Aoki EM. Correlação entre valores de pixel de tomografia computadorizada e a intensidade do sinal proveniente da medula óssea da mandíbula adquiridos por meio da Ressonância Magnética [tese] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão Corrigida

A análise por imagem das condições morfológicas do osso alveolar é essencial para o planejamento de tratamentos de diversas especialidades na odontologia. Porém, a maioria dos métodos de imagem utilizam radiação ionizante. Assim, a ressonância magnética (RM) ganha grande importância na pesquisa do tecido ósseo. O objetivo deste estudo foi correlacionar valores de pixel (VP) da tomografia Computadorizada Espiral (TCE) e Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico (TCFC) com o sinal emitido pela medula óssea da mandíbula pela técnica da RM. Neste estudo retrospectivo, foram utilizados exames de RM e tomografia computadorizada do mesmo paciente. Utilizamos um aparelho de TCFC pareado com uma RM de 1,5T e duas marcas de tomógrafos espirais pareados com uma RM de 3T. Para a análise, foi selecionado um corte axial da mesma região do terço inferior da mandíbula nas duas técnicas de imagens. A média dos VP de uma região de interesse compreendendo toda área dos osso trabecular foi utilizada para análise. Foi observada correlação inversa e moderada para os dois aparelhos de TCE e a RM de 3T (0,62 e 0,56 com $p < 0,006$); não foi observada correlação significativa entre a TCFC e a RM de 1,5T. Considerando as limitações deste estudo, podemos concluir que, na mandíbula, existe uma relação inversa entre a densidade mineral óssea e medula óssea adiposa.

Palavras-chave: Ressonância Magnética. Medula óssea. Tomografia Computadorizada. Densidade Mineral óssea.

ABSTRACT

Aoki EM. Correlation between alveolar bone CT pixel values and bone marrow fat content: an MRI analysis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão Corrigida

Bone tissue imaging is an essential tool in dentistry pre-treatment planning for some specialties. However, ionizing radiation is applied in most imaging methods. In this context, magnetic resonance imaging (MRI) has been considered as an important technique in bone tissue imaging. The purpose of this study was to correlate Pixel Values from two Spiral Computed Tomography devices and one Cone Beam Computed Tomography (CBCT) with mandible bone marrow signal emitted from MRI technique. In this retrospective study, MRI and CT examinations of the same patient were analyzed in the axial plane. Pixel values from trabecular area within the lower third of the mandible were used for the analyses. An inverse and moderate correlation were observed between both Spiral Computed Tomography and 3T MRI devices (0.62 and 0.56 with $p < 0.006$); no significant correlation was observed between CBCT and 1.5T MRI. Considering the limitations of this study, we conclude that there is an inverse relationship between bone mineral density and adipose bone marrow in the mandible.

Keywords: Magnetic Resonance. Bone marrow. Computed Tomography. Bone Mineral Density

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Duas dimensões
3D	Três dimensões
BV/TV	Fração Óssea
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DMO	Densidade Mineral Óssea
DP	Desvio Padrão
DXA	Densitometria óssea
FOV	Campo de Visão
GB	Gigabites
GHz	Gigahertz
kV	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
MO	Medula óssea
RM	Ressonância Magnética
RI	Região de Interesse
SNR	Relação Sinal/Ruído
TCE	Tomografia Computadorizada Espiral
TCFC	Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico
TR	Tempo de Repetição
TE	Tempo de Eco
UTE	Eco Ultra Rápido
VP	Valores de Pixel

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	21
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAL E MÉTODOS	37
5 RESULTADOS.....	45
6 DISCUSSÃO	51
7 CONCLUSÕES	57
8 REFERÊNCIAS.....	59
9 ANEXO	65

1 INTRODUÇÃO

As condições morfológicas do osso alveolar podem influenciar os resultados clínicos de diferentes especialidades na odontologia, tais como implantodontia, ortodontia e periodontia.

Atualmente, métodos de imagem tridimensionais não invasivos são aplicados extensivamente na odontologia, pois estes permitem a análise qualitativa e quantitativa do tecido ósseo. Dentre estes métodos estão a tomografia computadorizada espiral (TCE) (1), por feixe cônico (TCFC) (2, 3), e também a análise estrutural utilizando microtomografia (3, 4).

A TCE é um método já estabelecido no estudo do osso alveolar (5, 6). Ela fornece dados sobre a anatomia da região de interesse assim como medidas diretas da densidade óssea dadas em Unidades Hounsfield (HU), que por sua vez, representam o coeficiente de atenuação do tecido pelo qual o feixe de raio x atravessou.

Com o advento da TCFC, o uso da TCE em odontologia se restringiu ao ambiente hospitalar. Isso porque a TCFC apresenta vantagens como menor dose de radiação, maior portabilidade do aparelho, menor custo dos exames. Apesar de ser controversa a capacidade da TCFC mostrar diretamente a densidade do tecido ósseo por meio dos valores de pixel (intensidade de brilho) (7-10), estudos indicam que existe uma correlação linear entre valores de pixel da TCFC com Unidades Hounsfield e até com dados de histomorfometria (2, 3).

Apesar da grande utilidade da tomografia computadorizada, existe a preocupação devido à dose de radiação ionizante inerente aos métodos convencionais, que podem produzir efeitos adversos à saúde do paciente (11, 12). Por isso, a busca por métodos livres de radiação ionizante como a RM, são de grande importância no campo da pesquisa.

Assim como a tomografia, a RM é uma técnica não invasiva e possui a grande vantagem de não utilizar radiação ionizante. Resumidamente, a RM utiliza intensos campos magnéticos e ondas de radiofrequência para provocar a emissão de sinais de radiofrequência de prótons de hidrogênio presentes nos tecidos do corpo humano, sendo muito útil para o estudo de tecido moles (ricos em prótons de hidrogênio).

Devido à sua composição mineralizada, a avaliação do tecido ósseo por meio da RM torna-se um desafio pois trata-se de um tecido com baixa quantidade de prótons de hidrogênio livres o que consequentemente provoca uma grande perda no sinal produzido. Por outro lado, deve-se levar em conta que a porção medular do osso (osso trabecular) possui uma grande concentração de matriz orgânica que favorece a captação de sinais de radiofrequência desta região devido à grande quantidade de prótons presentes na molécula de lipídios (CH₂). Desta maneira, diversos estudos trabalham na avaliação indireta da densidade óssea por meio do sinal emitido pelo hidrogênio presente na medula óssea (13-18).

Porém, são escassos os estudos na área de odontologia com foco na avaliação da medula óssea alveolar, e sua relação com a densidade mineral óssea, utilizando a RM.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ESTUDO DO TECIDO ÓSSEO POR MEIO DE EXAMES DE IMAGENS 3D

O estudo do tecido ósseo alveolar por meio de métodos tridimensionais permite a análise qualitativa e quantitativa deste tecido. Dentre estes métodos estão a tomografia computadorizada espiral (TCE) (1), por feixe cônico (TCFC) (2, 3), e também a análise morfométrica utilizando micro-TC (3, 4).

A TCE é um método já estabelecido no estudo do osso alveolar (5, 6). Ela fornece dados sobre a topografia da região de interesse assim como medidas diretas da densidade óssea dadas em Unidades Hounsfield (HU). Nesta técnica, água destilada é usada como referência (valor zero) para a calibração (do coeficiente de atenuação) do tomógrafo. Assim, tecidos ou materiais com densidade maior que a água serão representados por valores positivos enquanto que os valores negativos serão atribuídos aos tecidos ou materiais com densidade menor do que a água. Desta maneira, podemos estabelecer alguns valores de referência em HU para alguns tecidos: ar -1000HU; gordura -50HU; tecidos moles +40HU; sangue +40 a 80 HU e osso cortical +1000HU.

Com o advento da TCFC, o uso da TCE em odontologia se restringiu ao ambiente hospitalar. Isso porque a TCFC apresenta vantagens como menor dose de radiação, maior portabilidade do aparelho, menor custo dos exames, boa resolução para estruturas de alto contraste e acurácia nas mensurações lineares/volumétricas (19, 20). Porém, alguns fatores inerentes à técnica como radiação secundária (espalhamento da radiação) geram alto nível de ruído e inconsistências dos valores atribuídos aos voxels nas reconstruções dos volumes escaneados impossibilitando a aplicação de valores absolutos de HU na TCFC (21). Ainda assim, estudos mostram que existe uma correlação linear entre valores HU da TCE com valores de pixel da TCFC e também, com resultados de histomorfometria (2), indicando uma proporcionalidade entre valor de pixel e densidade óssea.

A microtomografia está entre os métodos padrão para análise de tecidos mineralizados em altíssima resolução (até 1 μm). Os princípios físicos de funcionamento são os mesmos da TCFC, porém, devido ao longo tempo de escaneamento, a dose de radiação se torna alta e a possibilidade de artefatos de movimento também aumenta consideravelmente. Assim, a microtomografia é restrita apenas para amostras laboratoriais ou pequenos animais sedados (roedores por exemplo) (22). Deve-se destacar nesta técnica, o alto custo do exame e também a grande quantidade de tempo de processamento necessário para a análise dos volumes adquiridos.

2.2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A RM é uma técnica não invasiva e não envolve o uso de radiação ionizante. Nela, a imagem é formada a partir de sinais de radiofrequência emitidos pelos prótons de hidrogênio proveniente dos tecidos magnetizados quando submetidos à uma determinada sequência de pulso, sob um forte campo magnético. A composição e as características fisiológicas de cada tecido (quantidade de água, força de ligação e movimentação entre as moléculas) determinam um nível específico de magnetização, que por sua vez, emitem um sinal com características específicas. Sinais intensos aparecem na imagem como áreas claras e áreas de baixo sinal aparecem como áreas mais escuras. Daí vem o grande potencial da RM em diferenciar não só os tecidos pela sua composição química, mas também pelo seu estado fisiológico. Portanto, um tecido sadio pode ser distinguido de um tecido alterado devido às mudanças na permeabilidade celular, desencadeadas por mediadores inflamatórios por exemplo. Desta forma, a RM possui um papel importante no estudo dos tecidos que contém grande quantidade de água ou gordura, mais conhecidos como tecidos moles (ou não mineralizados).

Como citado anteriormente, o sinal da imagem de RM advém dos prótons de Hidrogênio presente nos tecidos. Sabe-se também que a matriz mineral óssea, é conhecida por conter grandes quantidade de hidroxiapatita e pouco material orgânico (13), tornando-se um desafio estudar o tecido ósseo por meio da RM

2.2.1 O tecido ósseo

O tecido ósseo é um órgão composto por aproximadamente 65% de matriz inorgânica (cristais de hidroxiapatita), que conferem a rigidez necessária e de 35% de matriz orgânica, composta por colágeno tipo I, proteoglicanos e água ligada à alguma destas moléculas) (23). A presença de vasos e células especializadas em seu interior conferem ao tecido ósseo uma grande capacidade dinâmica, ou seja, a capacidade de se adaptar em relação à demanda fisiológica. Essa adaptação ocorre tanto devido aos estímulos fisiológicos (hipocalcemia; diabetes; obesidade) como também pelos estímulos mecânicos (tensão muscular e imobilização). Sabe-se que astronautas submetidos à micro gravidade perdem cerca de 2% de sua massa óssea por mês (24) enquanto que jogadores de tênis possuem massa óssea 35% maior no braço dominante (25).

As principais funções do esqueleto são: sustentação (locomoção), reserva de cálcio e fósforo e proteção dos órgãos vitais do nosso organismo. Os órgãos “nobres” geralmente estão nos locais mais protegidos em nosso organismo. Um bom exemplo é o cérebro, que fica confinado no interior da calota craniana, sendo totalmente rodeado por osso cortical. De maneira similar, a medula óssea situa-se no interior dos ossos por apresentar funções primordiais como a produção de células sanguíneas.

2.2.1.2 A medula óssea

A medula óssea corresponde à parte não mineralizada do osso. Ela preenche as cavidades do osso trabecular (cerca de 85%) sendo composta basicamente por células hematopoiéticas (medula óssea vermelha) e/ou adipócitos (medula óssea adiposa).

O recém-nascido possui praticamente apenas medula óssea vermelha em seu esqueleto. Junto com o processo de crescimento, desenvolvimento e envelhecimento,

ocorre a conversão fisiológica da medula óssea vermelha em medula adiposa. Essa transformação começa pelo esqueleto apendicular e segue em direção ao esqueleto axial. Considerando-se um osso separadamente, a conversão começa na epífise depois segue para a diáfise e por final chega na metáfise. Este processo se estabiliza por volta dos 25 anos, desde então, a medula óssea vermelha restringe-se ao esqueleto axial (26, 27).

É importante ressaltar que a conversão da medula vermelha em adiposa ocorre de maneira diferente em homens e mulheres (28) e também pode ser influenciada por desordens metabólicas como obesidade, diabetes e osteoporose (29). Assim, podemos dizer que a quantidade de medula óssea adiposa encontra-se aumentada em mulheres na idade pós menopausa e também em pacientes obesos e diabéticos.

2.2.2 Tecidos mineralizados e a Ressonância Magnética

Existem algumas estratégias para o estudo do tecido ósseo por meio da RM. A primeira, dedicada ao osso cortical, foca nos prótons da água ligada à matriz mineralizada e dos micro poros presentes no osso cortical. Isso exige uma demanda técnica mais sofisticada, como sequências de pulsos com tempo de eco ultra rápido (UTE) (30, 31) e campos magnéticos de alta intensidade para que o sinal dos prótons do tecido ósseo seja processado. A segunda estratégia, mais utilizada para a análise estrutural do osso trabecular, conta com a ausência de sinal do osso trabecular para realizar medidas estruturais (32). Ou seja, entre os espaços medulares de hipersinal apresentado pela medula óssea, aparecem pequenas e finas áreas de hiposinal retratando o osso trabecular. Assim, parâmetros como fração óssea, espaçamento trabecular e espessura trabecular podem ser analisados. Para que isso seja possível, esta técnica necessita de uma ótima resolução de imagem, alcançado pela alta relação ruído/sinal (SNR), implicando na utilização de bobinas customizadas, sendo que a técnica foi aplicada até o momento apenas em amostras *ex-vivo* (Figura 2.1). A outra estratégia de estudo do osso trabecular seria investigando a medula óssea propriamente dita, pelo estudo quantitativo e qualitativo de seu conteúdo, utilizando técnicas como a espectroscopia, imagens ponderadas em T1 ou baseadas no

deslocamento químico dos tecidos (*chemical-shift*). Abordaremos com mais detalhes estes métodos na próxima seção.

Figura 2.1 - Imagem de RM mostrando ótima relação Ruído/Sinal. Nesta imagem, fica claro a presença de menor quantidade de trabéculas na epífise e metáfise do fêmur de pacientes osteoporóticos (à esquerda) e normais (à direita)

Fonte: Chang et al (31).

2.2.3 Medula óssea e Ressonância Magnética

Como dito anteriormente, a medula óssea pode ser estudada por três métodos principais em RM: Espectroscopia, pelo deslocamento químico ou por imagens ponderadas em T1(33).

A espectroscopia por RM é considerada o padrão ouro para identificação e quantificação da gordura presente na medula óssea . Com ela, podemos identificar a quantidade de gordura e água na amostra por meio da identificação de picos de hidrogênio fornecidos em forma de gráficos e dados quantitativos (Figura 2.2).

Figura 2.2 Quantificação da medula óssea adiposa por espectroscopia por RM. Mostrando em (A) o gráfico da segunda vértebra lombar; (B) o gráfico da metáfise proximal do fêmur e (C), o gráfico de uma diáfise femoral de uma mulher na pré-menopausa. Repare no crescente aumento da quantidade de gordura de (A) para (C) e na diminuição da quantidade de água (medula vermelha)

Fonte: Singhal et al (32)

O método pelo deslocamento químico (*chemical shift*) conhecido também como método de Dixon (34) tem a capacidade de gerar imagens da água e gordura (FIGURA 2.3) separadamente. Estes componentes são diferenciados pela frequência de ressonância, baseado no deslocamento químico de cada molécula. Moléculas de H ligadas em moléculas de cadeias mais longas (gordura), possuem uma maior restrição em relação ao deslocamento químico em comparação às moléculas de H ligadas em cadeias mais curtas como da água. Assim, esta técnica gera mapas das frações de gordura e tem grande utilidade em regiões de medula óssea heterogênea, como por exemplo, na coluna vertebral e pelve.

Figura 2.3 - Mapa da fração adiposa da pelve em aquisição coronal, gerado por imagem do método Dixon. O conteúdo adiposo de diversas localizações pode ser avaliado em uma única aquisição. A fração adiposa da epífise (E) foi de 68%, da metáfise (M) de 41% e da diáfise (D) de 48%

Fonte: Singhal et al. (32)

As imagens ponderadas em T1 se utilizam do fato da porção medular do osso possuir uma grande concentração de água e lipídios (CH₂) em suas devidas proporções, dependendo do tipo de medula. Isso favorece a captação de sinais de prótons presentes em abundância. Desta forma, o sinal da medula óssea adiposa segue o típico padrão do hipersinal da gordura subcutânea (34, 35). Seguindo o padrão de sinais de imagens ponderadas em T1, a medula vermelha, mais rica em água, aparece nas imagens com sinal intermediário (Figura 2.4). Por estas razões, este protocolo é um dos mais utilizados na prática clínica, com o objetivo de avaliar a aparência fisiológica da medula óssea, pois esta pode se alterar de acordo com estados fisiológicos nutricionais (obesidade e anorexia), infiltração de tumores malignos, radioterapia entre outros.

Figura 2.4 – Efeitos da radioterapia na medula óssea: Setas pretas indicam a presença de medula óssea adiposa após a irradiação da região lombar, normalmente preenchida por medula vermelha. As setas brancas com sinal menos intenso indicam a presença de medula óssea vermelha

Fonte: Singhal et al (32)

Hajek et al (27) estão entre os pioneiros no estudo da medula óssea por meio da ressonância magnética. Um de seus primeiros estudos teve como objetivo analisar a frequência e distribuição da medula adiposa no esqueleto axial. Foram utilizadas no estudo três colunas vertebrais de cadáveres frescos. Os autores correlacionaram o sinal das imagens de RM com a anatomia macroscópica e cortes histológicos das vértebras da coluna. Foi constatado que os focos bem definidos de medula amarela no interior das vértebras coincidiam precisamente com as áreas que apresentavam sinal mais intenso nas imagens de RM. Além disso, a presença de tecido adiposo foi confirmada por meio dos cortes histológicos. Os autores ressaltaram também que a conversão de medula óssea vermelha em adiposa está relacionada de maneira proporcional com a idade e não deve ser confundida com processos patológicos.

2.2.4 RM e densidade mineral óssea

Por ser considerado método de referência pela Organização Mundial da Saúde, grande parte dos estudos envolvendo a medula óssea adiposa utilizaram a densitometria óssea como referência para avaliação e comparação com a DMO (14, 15, 36-38). Segundo a OMS, um indivíduo pode ser considerado osteoporótico quando apresenta fraturas por fragilidade óssea ou quando o resultado do exame de densitometria óssea (DXA) apresenta o T-score menor que -2,5 (entenda-se desvio padrão acima de 2,5, abaixo da média de DMO para uma população de 30 anos do mesmo sexo e etnia). O T-Score de até -1, indica que o paciente é osteopênico enquanto que em T-score acima de -1, o paciente é considerado com DMO normal. No entanto, o exame de DXA possui algumas limitações como a baixa sensibilidade (maioria dos indivíduos que sofreram fraturas por fragilidade possuíam T-score maior que -2,5) (39). Por isso, existe uma grande importância na busca de métodos que complementem a análise do risco de fratura dos atuais métodos aplicados, dentre os novos métodos, a RM ganha um destaque.

Estudos aplicando a espectroscopia por RM e o exame de DXA indicam que a DMO está inversamente correlacionada com a quantidade de medula óssea adiposa presente nos ossos (15, 18, 36, 37). Nestes estudos, a amplitude do pico da água e lipídios das vértebras lombares foram registrados por meio da espectroscopia de RM em pacientes identificados como normais, osteopênicos e osteoporóticos pelo exame de DXA. Os pacientes osteoporóticos apresentaram a maior quantidade de lipídios nas vértebras lombares, seguidos dos pacientes osteopênicos e normais, mostrando que a osteoporose está relacionada com o aumento da quantidade de lipídios no interior das vértebras. Esta relação é verdadeira tanto em mulheres (40) como em homens (15). A quantidade de medula adiposa nas vértebras também está ligada à idade (41), sendo mais expressiva em mulheres entre 55 e 65 anos de idade (37). O estudo de Schellinger et al foi um dos únicos que não encontrou a forte associação inversa entre DMO e quantidade de medula óssea adiposa ($r=-0,23$), no entanto, os próprios autores admitem que a amostra do estudo (26 participantes) pode ter sido

insuficiente. De fato, os demais estudos possuíam amostra de no mínimo 53 indivíduos, chegando à até 259 pacientes.

Outra limitação do exame de DXA é que este considera tanto osso cortical como o trabeculado no cálculo final da DMO. Com a TCE, é possível calcular a DMO separadamente, o que torna as associações entre DMO e quantidade de medula óssea adiposa mais acuradas. No entanto, o uso rotineiro da TCE para tal fim não justificaria as doses de radiação necessárias para se alcançar uma boa resolução das imagens. Em razão disto, Karampinos et al. (16) realizaram um estudo *in vitro* com dez vértebras de cadáveres frescos. A idade média dos doadores foi de 58 anos, sem histórico de doenças ósseas que não a osteoporose. Utilizando a espectroscopia por RM e a TCE, eles também identificaram a associação inversa entre DMO e medula óssea adiposa. Mais além, por meio de ensaios biomecânicos, os autores também mostraram que existe uma associação inversa entre resistência biomecânica e quantidade de medula óssea adiposa.

2.2.5 RM e osso alveolar

Em odontologia, a grande aplicação da RM atualmente se encontra no estudo e diagnóstico de problemas que afetam a articulação temporomandibular (42-44). Outra linha de pesquisa são os tumores e cistos da região maxilofacial, na qual procura-se a diferenciação das patologias por um método não invasivo, aproveitando da grande capacidade de contraste dos tecidos moles e conteúdos de lesões como também de propriedades fisiológicas dos tecidos (capacidade de difusão das moléculas de água) (45, 46). São poucos os estudos existentes na área da morfometria óssea por RM.

Temos também estudos dirigidos ao contorno anatômico dos ossos maxilares, batizado de “*black bone*”, no qual os autores relatam a possibilidade de realizar medidas lineares e angulares simulando estudos cefalométricos em imagens de planos sagitais de RM e pré-cirúrgicos para implantes, ambos baseado na ausência de sinal de sinal por parte do osso cortical no exame de RM (47, 48). Com a mesma técnica descrita, foi também alcançado um bom nível de resolução para a

reconstrução tridimensional das estruturas anatômicas, que foram utilizadas para gerar impressões tridimensionais, úteis para a cirurgia guiada e confecção de arcabouços para reconstruções de tecidos (49).

Existem poucos estudos relacionados ao tecido do osso alveolar em si. Em 2004, Choël et al (50) estudaram a microarquitetura do osso trabecular da mandíbula humana utilizando RM de alta resolução. No estudo, foram utilizadas 15 mandíbulas de cadáveres frescos seccionadas em fatias de 8mm de espessura. Os espécimes foram escaneados em um aparelho de RM de campo magnético de 2T de intensidade. Com tempo de aquisição perto de 50 minutos, foram obtidas imagens 2D sagitais de 600µm de espessura em alta resolução graças à bobina customizada utilizada no estudo, que alcançou uma boa relação sinal ruído (SNR), tornando possível a análise de alguns parâmetros morfométricos como fração óssea, espessura, largura e separação trabecular.

Em outro estudo, foi comparada a “qualidade óssea” do osso trabecular da mandíbula entre 18 pacientes dentados e 22 pacientes desdentados utilizando a RM quantitativa com campo magnético de 1,5T de intensidade (51). Segundo os autores, o tempo de relaxação em T2 se prolonga quando a quantidade de minerais que formam a microarquitetura do osso trabecular se deteriora, seja pelo aumento da distância entre as trabéculas ou pelo aumento de tecido adiposo no seu interior. Deste modo, áreas com trabeculado deficiente apresentariam um sinal mais intenso e maior tempo de relaxação em T2*. Porém, não foi encontrada diferença entre os dois grupos. Uma possível explicação para tal fato seria que, mesmo sem os dentes, a mandíbula continua exercendo o papel na mastigação, sendo constantemente tracionada pelos músculos ligados à ela. Este constante estímulo de tração poderia exercer alguma influência sobre o padrão ósseo da mandíbula.

Figura 2.5 - Imagens de alta resolução de RM obtidas em cortes axiais da mandíbula humana, região anterior. Nota-se a presença de osso trabecular entremeado entre o tecido adiposo representado pelo alto sinal (partes brancas)

Choël et al. (50)

Pela mesma técnica de RM quantitativa baseada no tempo de relaxação em T2, foi investigada a associação entre a qualidade óssea da mandíbula e das vértebras cervicais em cortes axiais de 36 pacientes (figura 2.6) (52). Os autores utilizaram uma ressonância magnética de 1,5T e mediram o valor de pixel de regiões de interesse circulares criadas no interior da mandíbula, na área do osso trabecular da mandíbula e dentro das vértebras pertencentes ao mesmo corte. A bobina utilizada foi a de cabeça. Foi encontrada uma baixa correlação entre a qualidade óssea da mandíbula e vértebras. Os autores concluíram que a qualidade óssea das vértebras decresce com a idade, não havendo correlação da idade com a qualidade óssea da mandíbula.

Figura 2.6 - Imagem ponderada em T2, Corte axial na altura da mandíbula, indicando as regiões de interesse do estudo

Fonte: Celenk et al. (51)

Por fim, em um estudo *in vitro*, Cortes et al (53) quantificaram o volume de tecido adiposo de amostras de osso alveolar sob um campo magnético de 15T. Além do campo magnético ultra intenso, a construção de uma bobina customizada para tais amostras também produziu imagens ponderadas em T1 de alta qualidade, permitindo a comparação das imagens de RM com as imagens de microtomografia. Foi observada uma forte correlação negativa entre o volume de tecido adiposo segmentado na RM e a fração óssea (BV/TV) obtida por meio da microtomografia, indicando que a medula óssea adiposa possui um papel dentre os fatores que compõe a qualidade óssea do osso alveolar, se tornando um possível marcador para tal avaliação.

Figura 2.7 - Correlação entre imagem de reconstrução 3D de microtomografia (A) e imagem de RM de 15T (B) da mesma amostra, na qual as flechas indicam na microtomografia áreas sem tecido mineralizado, sendo correspondente à áreas de alto sinal (gordura) na imagem de RM (B)

Fonte: Cortes et al. (52)

Até o momento, não foi possível encontrar estudos clínicos na área odontológica com foco na avaliação de tecido adiposo da medula óssea, e sua relação com a densidade mineral óssea do rebordo alveolar, utilizando a RM.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi correlacionar quantitativamente valores de pixel de tomografia computadorizada do osso mandibular, com a intensidade do sinal proveniente do tecido adiposo da mesma região da mandíbula, adquiridos por meio da RM.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e foi aprovado com protocolo de número CAAE 70904317.9.0000.0075 (Anexo A).

4.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Foram incluídos pacientes:

com idade cronológica entre 20 e 70 anos, que foram previamente submetidos à um exame de TCFC ou TCE e necessariamente um exame de RM. Todos exames da região maxilofacial que englobasse pelo menos a maxila e a mandíbula.

Foram excluídos pacientes:

- com de lesões ósseas extensas na mandíbula, inviabilizando a análise da imagem na Região de Interesse (RI) proposta.
- desdentados.
- nas quais as imagens se apresentaram com grandes artefatos em qualquer uma das técnicas de imagem na região de interesse.
- previamente submetidos à radioterapia.
- submetidos à corticoterapia

4.2 OBTENÇÃO DAS IMAGENS

As imagens deste estudo retrospectivo são provenientes da Universidade de Okayama - Japão (Okayama University Hospital) e do banco de dados de duas clínicas particulares no Brasil (UDI e CROD). Desta forma, temos um grupo formado por pacientes provenientes da Universidade de Okayama e outro grupo, formado por

pacientes do Brasil, resultando em dois grupos com exames e análises independentes (Figura 4.1). Tanto os exames de TCFC/TCE como os de RM foram previamente solicitados por razões clínicas como pesquisa de lesões ósseas e diagnóstico de outras patologias.

Figura 4.1 - Esquema da montagem dos grupos do estudo.

Fonte: O Autor

4.2.1 Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico/ Ressonância Magnética de 1,5T (Brasil)

As imagens de TCFC foram obtidas no aparelho CB 500 (Kavo Kerr) com 120kV, 5mA, profundidade da escala de cinza de 14 bits, ponto focal de 0,5mm, tamanho de voxel de 0,25mm, rotação de 360°, FOV 8cm x 8cm e tempo de aquisição de 23 segundos.

As imagens de ressonância magnética foram obtidas no aparelho Brivo MR355 (GE Healthcare, Chalfont, UK) 1,5T com o protocolo FSE (Fast Spin Echo) ponderadas em T1, com TR/TE de 947/14,5ms. A aquisição foi realizada no plano axial, com espessura de 1,5mm e intervalo entre cortes de 3mm, utilizando-se uma bobina de cabeça.

4.2.2 Tomografia Computadorizada Espiral/ RM 3T (Okayama – Japão)

As imagens de RM foram adquiridas no aparelho Skyra (Siemens, Erlangen, Germany) de intensidade de campo de 3T utilizando um bobina própria para exames de cabeça. O protocolo de aquisição envolveu imagens axiais ponderadas em T1, com TR/TE de 530-600/10ms e espessura de corte de 5mm com 16 bits de profundidade de escala de cinzas.

As imagens de TCE foram obtidas em dois aparelhos. O primeiro foi o Somatom Definition Flash (Siemens, Erlangen, Germany) com 120kV de voltagem, corrente de 300mA, espessura de corte de 1mm, matriz de 512 x 512 e 16 bits de profundidade de escala de cinzas. O segundo, foi o tomógrafo Aquilion One (Toshiba Systems Corp, Tokyo, Japan) com parâmetros de 120kV de voltagem, corrente variando de 100 a 300mA, cortes de 1mm de espessura, matriz de 512 x 512 e 16 bits de profundidade de escala de cinzas.

Todas as imagens foram armazenadas em arquivos DICOM em um disco rígido externo e analisadas no software Osirix (Pixmeo, Switzerland) em um computador com plataforma IOS, MacBook Pro, core i5 3,1GHz, 8GB de memória RAM e tela Retina de resolução de 2560 x 1600.

4.3 ANÁLISE DAS IMAGENS

As imagens foram avaliadas em cortes de vista axial por dois observadores com experiência em análise de imagens de tomografia computadorizada e RM.

Primeiramente, para que todos os cortes axiais fossem observados nos mesmos planos, todas as imagens foram previamente alinhadas nos eixos X, Y e Z nas duas técnicas de imagem (Figuras 4.2 e 4.3). Em seguida, foi selecionado o mesmo corte axial (sentido caudal-cranial) de ambos os métodos estudados (Figura 4.4) com o auxílio da ferramenta de sincronização do software Osirix. O corte

escolhido para a análise deve estar contido na região do terço inferior do corpo da mandíbula e não deve conter raízes dentais em sua área (Figura 4.5).

Figura 4.2 - Imagem de reconstrução multiplanar de TCE mostrando o alinhamento do volume de interesse nos eixos X, Y e Z.

Fonte: O Autor

Figura 4.3 - Imagem de reconstrução multiplanar de RM mostrando o alinhamento do volume de interesse nos eixos X, Y e Z.

Fonte: O Autor

4.4 ESCOLHA DA REGIÃO DE INTERESSE (RI)

No corte axial selecionado da TCE, uma RI poligonal foi definida manualmente de maneira a incluir somente o tecido ósseo trabecular. Esta RI foi salva e exportada para o corte axial da mesma região na imagem de RM (figura 4.4). Em seguida, a área e a média dos valores de pixel de cada RI foram registrados para futura análise. Para se verificar a presença de medula adiposa no interior da RI, foi realizada a segmentação do tecido adiposo de toda a imagem, baseada em valores de intervalo máximo e mínimo (*threshold*) da gordura subcutânea. (Figura 4.6) (34).

Figura 4.4 - Cortes em vista axial de RM (A) e TCE (B) do mesmo paciente, com a região de interesse delimitada

Fonte: O Autor

Figura 4.5 – Imagens de TCE. A linha horizontal mostra a localização do corte selecionado para análise. Vista lateral (A) e frontal (B)

Fonte: O Autor

Figura 4.6 - Em (A), imagem de ressonância magnética ponderada em T1, mostrando o tecido adiposo subcutâneo em hipersinal, e a medula óssea adiposa também em hipersinal no interior da mandíbula. Em (B), a mesma imagem, com segmentação do tecido adiposo aplicada.

Fonte: O Autor

4.5 REPRODUTIBILIDADE

Nos cortes axiais de ambos métodos de imagem, as RI foram traçadas por dois observadores sendo que a área e os valores de pixel da RI foram considerados para o teste de reprodutibilidade. Com intervalo de uma semana, um número representativo da amostra foi utilizado para nova mensuração, utilizada para a análise de concordância (coeficiente de correlação intraclass)

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O tamanho da amostra foi determinado para que uma correlação mínima de 0.8 fosse detectada, com significância de 5% e poder de 80%. O teste de normalidade utilizado foi o Shapiro-Wilk. Previamente ao teste de correlação, foram identificados os outliers sendo que estes foram retirados da análise. A correlação de Pearson foi utilizada para o teste de correlação entre os valores de pixel entre a RM e a TCFC/TCE. A concordância intra e interobservador dos valores de pixel das RI foi avaliada pelo teste de coeficiente de correlação intraclass.

Adicionalmente, as médias dos valores de pixel (HU) dos dois tomógrafos espirais utilizados no estudo foram comparadas entre si pelo teste T para amostras independentes. Todas as análises foram realizadas no software SPSS (IBM Analytics, versão 20).

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DESCRITIVA

Foram selecionados 134 pacientes dos arquivos da Universidade de Okayama os quais foram separados em grupos de acordo com o tomógrafo e RM utilizados para os exames. Seguindo o critério de pareamento dos equipamentos de aquisição do exame e os critérios de exclusão, restaram 52 pacientes para participar do estudo, totalizando 104 exames (uma tomografia computadorizada e um exame de ressonância por paciente). A análise descritiva encontra-se na tabela 5.1.

Dos pacientes que fizeram o exame de TCFC (11 pacientes), um paciente do sexo feminino foi excluído por ser identificado como *outlier* em relação aos valores médios de Unidades Hounsfield e valores de pixel da RM). Dos que restaram, 8 eram do sexo feminino (80%) e 2 pacientes do sexo masculino (20%). A idade média (DP) deste grupo foi de 47 ($\pm 19,27$) anos. A média (DP) dos valores de pixel da RM de 1,5T foi de 823,39 ($\pm 49,28$) enquanto que a média (DP) dos valores da TCFC foi de 112,70 ($\pm 51,47$).

Dos pacientes que fizeram a TCE (42 pacientes), 20 pertenciam ao grupo Aquilion, sendo 13 do sexo feminino (65%) e 7 do sexo masculino (25%). A média (DP) de idade foi de 51,8 ($\pm 13,2$). A média de valores da TCE (DP) foi de 298,63 ($\pm 142,91$) enquanto que a média (DP) de valores de pixel da RM de 3T foi de 842,07 (135,13). Os outros 22 restantes pertenciam ao grupo Somatom, sendo 10 do sexo feminino (45.5%) e 12 do sexo masculino (54.5%). A média (DP) de idade foi de 49,77 (± 15.29). A média de valores da TCE (DP) foi de 238.03 ($\pm 81,02$) enquanto que a média (DP) de valores de pixel da RM de 3T foi de 864,58 ($\pm 85,30$).

Tabela 5.1.- Dados descritivos da amostra

Grupo/Variável	Média	Mínimo	Máximo	DP	Total
TCE					
Aquilion					
Idade	51.85	28	69	13.24	20
VP RM (3T)	842.07	665.52	1065.28	135.13	20
HU	298.63	86.36	582.70	142.91	20
Somatom					
Idade	49.77	25	68	15.29	22
VP RM (3T)	864.58	694.13	1018.72	85.30	22
HU	238.03	134.68	238.03	81.02	22
TCFC					
Idade	47.10	21	71	19,27	10
RM (1.5T)	823.39	627	1158.26	155,85	10
VP TCFC	112.70	-130.54	375.02	162,78	10

VP= valor de pixel; RM= Ressonância Magnética; TCFC= Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico
 Fonte: O Autor

Todas as variáveis mostraram aderência à curva normal de acordo com o teste Shapiro-Wilk. Desta forma, testes paramétricos foram utilizados na análise estatística deste estudo.

O coeficiente de correlação intraclasse mostrou uma excelente reprodutibilidade do método. Para a análise intraobservador (área/VP/HU) obtivemos valores de no mínimo 0.89 e interobservador com valores de no mínimo 0,86 para área, VP e HU (tabela 5.2).

Tabela 5.2.- Concordância intra e interobservador

Grupo/Variável	Intraobservador	Interobservador	p
Aquilion			
Área	0,98	0,92	0,001
VP RM (3T)	0,91	0,90	0,006
HU	0,89	0,87	0,006
Somatom			
Área	0,98	0,93	0,001
VP RM (3T)	0,90	0,87	0,006
HU	0,93	0,90	0,006
TCFC			
Área	0,96	0,93	0,001
RM (1.5T)	0,88	0,86	0,007
VP TCFC	0,92	0,89	0,007

VP= valor de pixel; RM= Ressonância Magnética; TCFC= Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico

Fonte: O Autor

A tabela 5.3 mostra as correlações entre valores de pixel da RM e TCE/TCFC. Os valores de correlação pareando os tomógrafos Aquilion e Somatom com o ressonador Skyra de 3T foram respectivamente -0,62 e -0,56 com $p < 0,006$. Para o aparelho de TCFC pareado com o ressonador de 1,5T, a correlação foi de -0,26 com $p = 0,944$. Os gráficos de dispersão referentes às correlações estão ilustrados nos gráficos 5.1 a 5.3

Tabela 5.3 - Correlação entre valores de pixel entre RM e Tomografia computadorizada

Grupo	Variáveis	n	r	p
Aquilion	RM/TCE	20	-0.62	0.003
Somatom	RM/TCE	22	-0.56	0.006
TCFC	RM/TCFC	10	-0.26	0.944

VP= valor de pixel; RM= Ressonância Magnética; TCFC= Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico; TCE= Tomografia Computadorizada Espiral
 Fonte: O Autor

Gráfico 5.1 - Gráfico de dispersão para correlação entre TCE Aquilion e RM Skyra (3T)

Fonte: O Autor

Gráfico 5.2 - Gráfico de dispersão correlação entre TCE Somatom e RM Skyra (3T)

Fonte: O Autor

Gráfico 5.3 - Gráfico de dispersão para TCFC CB500 e RM Brivo (1,5T)

Fonte: O Autor

O teste T-Student para amostras independentes (tabela 5.4) comparando a média dos valores das duas TCE (gráfico 5.4) mostrou que não há diferença significativa entre os valores de HU dos grupos. ($p=0.21$).

Tabela 5.4 - Teste T para amostras independentes comparando valores de HU das TCE utilizadas no estudo

TCE	HU	DP	p	95% Intervalo de confiança	
				Mínimo	Máximo
Aquilion	298.63	142.91	0.21	-10.99	132.20
Somatom	238.03	81.02		-92,30	47,29

Fonte: O Autor

Gráfico 5.4 – média de valores de HU dos dois tomógrafos espirais

Fonte: O Autor

6 DISCUSSÃO

Podemos dividir os principais resultados deste estudo em dois grandes grupos: o primeiro formado pelo pareamento entre dois aparelhos de TCE e um ressonador de 3T, no qual foi observada uma correlação inversa, moderada (mínimo de -0,56) e significativa ($p < 0,05$) entre Unidades Hounsfield e valores de pixel da RM da mesma região da mandíbula. No segundo grupo, formado pelo pareamento entre um aparelho de TCFC e o ressonador de 1,5T de intensidade de campo magnético, foi observada correlação inversa e fraca de -0,26 porém, estatisticamente não significativa.

A TCFC atualmente é considerada o exame em 3D mais utilizado pelos dentistas. A boa observação dos tecidos mineralizados, reformatação multiplanar em escala de 1:1 e baixo custo estão entre as principais vantagens deste tipo de exame. No entanto, os valores de pixel fornecidos pela TCFC ainda geram discussões acerca da capacidade de indicar diretamente a densidade óssea (7-10). Desta forma, para as imagens de TCFC, utilizamos os valores de pixel como variável referente à porção mineralizada da região de interesse estudada, considerando estes, proporcionais à quantidade de tecido mineralizado (2). Por outro lado, a TCE oferece em sua imagem, valores de HU calibrados em relação a água, o que gera valores do coeficiente de atenuação entre os raios x e o tecido irradiado. Por isso, para o presente estudo, foram considerados valores de HU para os grupos que utilizaram a TCE.

Até o momento, existem basicamente três métodos para a quantificação da gordura por RM (método ponderado em T1, método de Dixon e espectroscopia). No presente estudo, utilizamos como base, imagens ponderadas em T1 para a identificação do tecido adiposo no interior da região de interesse (34). Este protocolo tem a vantagem de ser amplamente conhecido pelos técnicos que operam os aparelhos de RM e possui menor tempo de escaneamento em relação às outras técnicas podendo assim, ser utilizado em diversos centros de pesquisa para futuros estudos multicêntricos. Como esta técnica utiliza limiares mínimos e máximos (*threshold*) do nível de brilho proveniente do sinal da gordura subcutânea para definir a segmentação do tecido, ela apresenta a desvantagem de não considerar pixels que contenham medula óssea adiposa em um nível menor que o da gordura subcutânea (no *threshold* definido no estudo), podendo assim em alguns momentos, subestimar a

presença de tecido adiposo. Em razão disto, no presente estudo, a média de valores de pixel de toda região de interesse foi considerada para análise. Como uma correlação negativa e moderada foi encontrada entre valores de pixel da TCE e RM, podemos sugerir que a quantidade de gordura presente na medula da mandíbula é inversamente proporcional à quantidade de tecido mineralizado.

Não foram encontrados na literatura dados sobre valores de pixel do osso mandibular provenientes do sinal de imagens de RM. Com os resultados obtidos no presente estudo, indicando uma relação inversa entre o sinal da RM e valores de HU, podemos também sugerir novos estudos aplicando a presente metodologia no estudo da densidade óssea da mandíbula, um tema extensivamente estudado devido à sua relação encontrada com a baixa densidade mineral óssea (54-57). Estudos realizados em outras partes do corpo como vértebras lombares, pélvis e fêmur já indicam que o aumento da quantidade de medula adiposa está relacionado com a perda de mineral do tecido ósseo (18, 58, 59). Considerando o estudo de Choel et al (50), que obtiveram imagens de alta resolução do osso trabecular em RM, podemos vislumbrar estudos da densidade óssea mandibular aplicando metodologias totalmente livre de radiação ionizante, unindo dados microestruturais do osso trabecular com informações importantes sobre o estado da medula óssea.

No presente estudo, não foi observada correlação significativa entre valores de pixel da TCFC e a RM de 1,5T. Fatores técnicos inerentes à TCFC podem ter influenciado este desfecho. Entre os principais, está a baixa repetibilidade dos valores de pixel atribuído à cada voxel nesta técnica, causada principalmente por: radiação secundária (scattered radiation), geometria do feixe de raios-x fora do eixo de rotação (feixe cônico), artefatos e reconstrução parcial do volume irradiado. Estudos mostram que pode haver uma variação de até 10% nos valores dos voxels da região interna do campo de visão devido à reconstrução parcial do tecido irradiado. Além disso, foi constatado que mesmo em um objeto com densidade uniforme (fantoma), o valor de pixel do centro e periferia do FOV na TCFC pode variar de 3 a 21% (9, 60, 61). Vale ressaltar que Pauwels et al. (8) no estudo em que foi testada a repetibilidade dos valores de pixel de TCFC, concluiu-se que ainda existe uma grande variação nos valores de pixel neste sistema sugerindo que métodos alternativos para a avaliação do tecido ósseo devam ser melhor estudados.

Os feixes de raios x utilizados para diagnóstico em imagem são policromáticos, ou seja, apresentam fótons com quantidade variável de energia em sua composição. Desta forma, existe a possibilidade de variação dos valores de HU entre os equipamentos (9). No presente estudo, comparamos os valores de HU gerados por dois aparelhos de TCE. Ambos possuíam a mesma voltagem (120kV) porém, utilizaram correntes diferentes (um variando de 100 a 300mA e outro com 300mA fixo). O teste T para comparação de médias mostrou que não houve diferença entre a média dos valores de HU dos dois aparelhos de TCE neste estudo. Este resultado está de acordo com os trabalhos de Cozzi et al. (62) e Chindasombatjaroen et al. (63) nos quais foram verificados a reprodutibilidade dos valores de HU em diversos protocolos de exposição em fantasmas, variando o kV e mA. Ficou claro que para TCE, apenas a variação do kV gerou diferenças significantes nos valores de HU, sendo que a maior voltagem gerou menores valores de HU. A corrente, variando de 150 a 300mA no estudo de Chindasombatjaroen et al. não resultou em diferença significativa dos valores de HU. Vale ressaltar que no presente estudo, ambos aparelhos de TCE renderam correlações negativas entre os valores de HU e os valores de pixel da RM de 3T.

A diferença da intensidade de campo dos aparelhos de RM é outro fator que também devemos considerar. Neste estudo, as imagens de TCFC foram correlacionadas com imagens de um ressonador de 1,5T enquanto que as imagens de TCE foram correlacionadas com um ressonador de 3T de intensidade de campo. Em linhas gerais, um campo magnético mais potente oferece as vantagens de reduzir o tempo de escaneamento e otimizar a relação Ruído/Sinal, consequentemente melhorando a qualidade das imagens (64, 65). Desta forma, podemos conjecturar que a baixa correlação apresentada pelo pareamento da TCFC com a RM de 1,5T pode ter sido também influenciada por características técnicas dos aparelhos utilizados. No entanto, consideramos que inclusão de diferentes tipos de aparelhos fortalece as evidências encontradas neste trabalho e possuem papel fundamental para indicar novos rumos a serem tomados para a escolha do delineamento de futuros estudos.

O método de segmentação manual da região de interesse foi baseado no trabalho de Aoki et al. (19). Nele, os métodos manual e automatizado (baseado em limiares de VP) de segmentação de lesões periapicais mostraram grande reprodutibilidade, rendendo no mínimo 0,92 para observações interobservador e 0,98

para observações intraobservador entre os três observadores experientes. No presente estudo, o rendimento foi semelhante. Obtivemos a concordância intra e interobservador em bons níveis (acima de 0,80) e excelentes (acima de 0,90), reforçando a boa aplicabilidade deste método de segmentação e a reprodutibilidade do estudo.

Na odontologia, a qualidade óssea dos ossos maxilares recebeu mais importância dos pesquisadores principalmente com o advento dos implantes dentários. Pesquisas mostraram que além das dimensões do osso alveolar (altura e largura), a estabilidade primária dos implantes dentários também estava associada ao tipo de osso em que o implante era instalado (66, 67). Surgiram então, estudos avaliando a densidade óssea do osso alveolar por meio da TCE (tendo como base, valores absolutos de HU) (1, 6, 68) e TCFC, com o intuito de se aumentar a previsibilidade e diminuir a taxa de insucesso dos implantes dentários. Atualmente, existem valores médios do osso mandibular (região anterior) em unidades HU registrados por estudos (1, 6, 69) que variam de 559 a 970HU. Os valores obtidos no presente estudo variaram entre 238 e 298 HU estando notadamente menores. Esta diferença se deve provavelmente à metodologia aplicada na definição a região de interesse. Enquanto que no presente estudo a região de interesse abrangeu exclusivamente o osso trabecular selecionado em cortes axiais, os estudos anteriores utilizaram o corte parassagital, simulando uma RI retangular, semelhante às dimensões de um implante. Vale ressaltar que nestas RI, regiões de cortical mandibular foram consideradas nas mensurações, aumentando consideravelmente a média de HU.

Este trabalho possui algumas limitações. Primeiro: a amostra utilizada no estudo foi uma amostra de conveniência (não probabilística). Ou seja, os resultados aqui obtidos ainda não podem ser extrapolados para uma população. É importante ressaltar que o delineamento aplicado no presente estudo impossibilitaria a realização do mesmo estudo com uma amostra randomizada. Para isso, seria necessário expor pacientes saudáveis à exames de tomografia sem uma justificativa clínica. Segundo: foi utilizada nos aparelhos de RM, uma bobina para exames da região de cabeça e pescoço. Para analisar a mandíbula, o uso de uma bobina específica para os ossos maxilares melhoraria a relação sinal/ruído, aumentando a qualidade das imagens de RM. Terceiro: a medula do osso alveolar foi avaliada apenas com um método de

segmentação do tecido adiposo (imagens ponderadas em T1). A confirmação dos resultados encontrados neste estudo, por outro métodos como a ressonância magnética por espectroscopia reforçariam as evidências em torno deste assunto.

Infelizmente, a maioria das técnicas de imagem em odontologia empregam radiação ionizante para a formação das imagens de diagnóstico. Mesmo que em doses pequenas quando comparadas à medicina, não se pode negar os efeitos biológicos dos raios x em nosso organismo. Por isso, seguir os princípios de ALARA é imperativo para os atuais exames utilizados para o estudo do tecido ósseo. Assim, a procura por métodos/protocolos de imagem que otimizem a relação dose/benefício é uma constante no campo da pesquisa. Poder oferecer ao paciente um método livre de radiação ionizante, com boa capacidade diagnóstica é um dos nossos ideais. Assim sendo, a relação entre medula óssea adiposa e densidade mineral óssea observada neste estudo, reforça a futura aplicabilidade da ressonância magnética no estudo do tecido ósseo para a odontologia.

7 CONCLUSÃO

Utilizando as técnicas de TCE e RM de 3T, observou-se uma correlação negativa e moderada entre Unidades Hounsfield e o sinal emitido pela medula óssea adiposa pela técnica da RM. Considerando as limitações deste estudo, podemos concluir que na mandíbula, existe uma relação inversa entre a densidade mineral óssea e a quantidade de medula óssea adiposa. Não foi observada correlação entre valores de pixel da TCFC e RM de 1,5T.

REFERÊNCIAS

1. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(1):79-84.
2. Cortes AR, Eimar H, Barbosa Jde S, Costa C, Arita ES, Tamimi F. Sensitivity and specificity of radiographic methods for predicting insertion torque of dental implants. *J Periodontol*. 2015;86(5):646-55.
3. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, van der Stelt P, Wismeijer D. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(1):e1-7.
4. Kim YJ, Henkin J. Micro-computed tomography assessment of human alveolar bone: bone density and three-dimensional micro-architecture. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(2):307-13.
5. Lindh C, Nilsson M, Klinge B, Petersson A. Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol*. 1996;25(3):146-50.
6. Turkyilmaz I, Ozan O, Yilmaz B, Ersoy AE. Determination of Bone Quality of 372 Implant Recipient Sites Using Hounsfield Unit from Computerized Tomography: A Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2008;10(4):238-44.
7. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140238.
8. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol*. 2013;86(1021):20120135.

9. 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.* 2013;116(1):105-19.
10. Spin-Neto R, Gottfredsen E, Wenzel A. Variation in voxel value distribution and effect of time between exposures in six CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(4):20130376.
11. Al-Okshi A, Lindh C, Sale H, Gunnarsson M, Rohlin M. Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br J Radiol.* 2015;88(1045):20140658.
12. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140197.
13. Wehrli FW. Magnetic resonance of calcified tissues. *J Magn Reson.* 2013;229:35-48.
14. Bandirali M, Di Leo G, Papini GD, Messina C, Sconfienza LM, Olivieri FM, et al. A new diagnostic score to detect osteoporosis in patients undergoing lumbar spine MRI. *Eur Radiol.* 2015;25(10):2951-9.
15. Griffith JF, Yeung DK, Antonio GE, Lee FK, Hong AW, Wong SY, et al. Vertebral bone mineral density, marrow perfusion, and fat content in healthy men and men with osteoporosis: dynamic contrast-enhanced MR imaging and MR spectroscopy. *Radiology.* 2005;236(3):945-51.
16. Karampinos DC, Ruschke S, Gordijenko O, Grande Garcia E, Kooijman H, Burgkart R, et al. Association of MRS-Based Vertebral Bone Marrow Fat Fraction with Bone Strength in a Human In Vitro Model. *J Osteoporos.* 2015;2015:152349.
17. Shen W, Chen J, Gantz M, Punyanitya M, Heymsfield SB, Gallagher D, et al. MRI-measured pelvic bone marrow adipose tissue is inversely related to DXA-measured bone mineral in younger and older adults. *Eur J Clin Nutr.* 2012;66(9):983-8.

18. Yeung DK, Griffith JF, Antonio GE, Lee FK, Woo J, Leung PC. Osteoporosis is associated with increased marrow fat content and decreased marrow fat unsaturation: a proton MR spectroscopy study. *J Magn Reson Imaging*. 2005;22(2):279-85.
19. Aoki EM, Abdala-Junior R, de Oliveira JX, Arita ES, Cortes AR. Reliability and Reproducibility of Manual and Automated Volumetric Measurements of Periapical Lesions. *J Endod*. 2015;41(9):1555-9.
20. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140224.
21. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(6):893-906.
22. Bouxsein ML, Boyd SK, Christiansen BA, Guldberg RE, Jepsen KJ, Muller R. Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro-computed tomography. *J Bone Miner Res*. 2010;25(7):1468-86.
23. Boskey AL. Bone composition: relationship to bone fragility and antiosteoporotic drug effects. *Bonekey Rep*. 2013;2:447.
24. Lang T, LeBlanc A, Evans H, Lu Y, Genant H, Yu A. Cortical and trabecular bone mineral loss from the spine and hip in long-duration spaceflight. *J Bone Miner Res*. 2004;19(6):1006-12.
25. Jones HH, Priest JD, Hayes WC, Tichenor CC, Nagel DA. Humeral hypertrophy in response to exercise. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(2):204-8.
26. Karampinos DC, Ruschke S, Dieckmeyer M, Diefenbach M, Franz D, Gersing AS, et al. Quantitative MRI and spectroscopy of bone marrow. *J Magn Reson Imaging*. 2018;47(2):332-53.
27. Hajek PC, Baker LL, Goobar JE, Sartoris DJ, Hesselink JR, Haghighi P, et al. Focal fat deposition in axial bone marrow: MR characteristics. *Radiology*. 1987;162(1 Pt 1):245-9.

28. Schwartz AV. Marrow fat and bone: review of clinical findings. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2015;6:40.
29. Cordes C, Baum T, Dieckmeyer M, Ruschke S, Diefenbach MN, Hauner H, et al. MR-Based Assessment of Bone Marrow Fat in Osteoporosis, Diabetes, and Obesity. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2016;7:74.
30. Du J, Hermida JC, Diaz E, Corbeil J, Znamirowski R, D'Lima DD, et al. Assessment of cortical bone with clinical and ultrashort echo time sequences. *Magn Reson Med*. 2013;70(3):697-704.
31. Rajapakse CS, Padalkar MV, Yang HJ, Ispiryan M, Pleshko N. Non-destructive NIR spectral imaging assessment of bone water: Comparison to MRI measurements. *Bone*. 2017;103:116-24.
32. Chang G, Boone S, Martel D, Rajapakse CS, Hallyburton RS, Valko M, et al. MRI assessment of bone structure and microarchitecture. *J Magn Reson Imaging*. 2017;46(2):323-37.
33. Singhal V, Bredella MA. Marrow adipose tissue imaging in humans. *Bone*. 2018.
34. Shen W, Gong X, Weiss J, Jin Y. Comparison among T1-weighted magnetic resonance imaging, modified dixon method, and magnetic resonance spectroscopy in measuring bone marrow fat. *J Obes*. 2013;2013:298675.
35. Shen W, Velasquez G, Chen J, Jin Y, Heymsfield SB, Gallagher D, et al. Comparison of the relationship between bone marrow adipose tissue and volumetric bone mineral density in children and adults. *J Clin Densitom*. 2014;17(1):163-9.
36. Blake GM, Griffith JF, Yeung DK, Leung PC, Fogelman I. Effect of increasing vertebral marrow fat content on BMD measurement, T-Score status and fracture risk prediction by DXA. *Bone*. 2009;44(3):495-501.
37. Griffith JF, Yeung DK, Ma HT, Leung JC, Kwok TC, Leung PC. Bone marrow fat content in the elderly: a reversal of sex difference seen in younger subjects. *J Magn Reson Imaging*. 2012;36(1):225-30.
38. Shen W, Chen J, Gantz M, Punyanitya M, Heymsfield SB, Gallagher D, et al. Ethnic and sex differences in bone marrow adipose tissue and bone mineral density relationship. *Osteoporos Int*. 2012;23(9):2293-301.

39. Schuit SC, van der Klift M, Weel AE, de Laet CE, Burger H, Seeman E, et al. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone*. 2004;34(1):195-202.
40. Griffith JF, Yeung DK, Antonio GE, Wong SY, Kwok TC, Woo J, et al. Vertebral marrow fat content and diffusion and perfusion indexes in women with varying bone density: MR evaluation. *Radiology*. 2006;241(3):831-8.
41. Kugel H, Jung C, Schulte O, Heindel W. Age- and sex-specific differences in the ¹H-spectrum of vertebral bone marrow. *J Magn Reson Imaging*. 2001;13(2):263-8.
42. Al-Saleh MA, Alsufyani NA, Saltaji H, Jaremko JL, Major PW. MRI and CBCT image registration of temporomandibular joint: a systematic review. *J Otolaryngol Head Neck Surg*. 2016;45(1):30.
43. Pupo YM, Pantoja LL, Veiga FF, Stechman-Neto J, Zwir LF, Farago PV, et al. Diagnostic validity of clinical protocols to assess temporomandibular disk displacement disorders: a meta-analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016;122(5):572-86.
44. Yang ZJ, Song DH, Dong LL, Li B, Tong DD, Li Q, et al. Magnetic resonance imaging of temporomandibular joint: morphometric study of asymptomatic volunteers. *J Craniofac Surg*. 2015;26(2):425-9.
45. Asaumi J, Hisatomi M, Yanagi Y, Matsuzaki H, Choi YS, Kawai N, et al. Assessment of ameloblastomas using MRI and dynamic contrast-enhanced MRI. *Eur J Radiol*. 2005;56(1):25-30.
46. Fujita M, Matsuzaki H, Yanagi Y, Hara M, Katase N, Hisatomi M, et al. Diagnostic value of MRI for odontogenic tumours. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(5):20120265.
47. Eley KA, Watt-Smith SR, Golding SJ. "Black Bone" MRI: a potential non-ionizing method for three-dimensional cephalometric analysis--a preliminary feasibility study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(10):20130236.
48. Flugge T, Hovener JB, Ludwig U, Eisenbeiss AK, Spittau B, Hennig J, et al. Magnetic resonance imaging of intraoral hard and soft tissues using an intraoral coil and FLASH sequences. *Eur Radiol*. 2016;26(12):4616-23.

49. Eley KA, Watt-Smith SR, Sheerin F, Golding SJ. "Black Bone" MRI: a potential alternative to CT with three-dimensional reconstruction of the craniofacial skeleton in the diagnosis of craniosynostosis. *Eur Radiol*. 2014;24(10):2417-26.
50. Choel L, Last D, Duboeuf F, Seurin MJ, Lissac M, Brigueat A, et al. Trabecular alveolar bone microarchitecture in the human mandible using high resolution magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004;33(3):177-82.
51. Celenk C, Celenk P. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in the dentate and edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(1):15-8.
52. Celenk P, Celenk C. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in mandible and cervical vertebrae. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(4):409-13.
53. Cortes ARG, Cohen O, Zhao M, Aoki EM, Ribeiro RA, Abu Nada L, et al. Assessment of alveolar bone marrow fat content using 15 T MRI. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2018;125(3):244-9.
54. Calciolari E, Donos N, Park JC, Petrie A, Mardas N. Panoramic Measures for Oral Bone Mass in Detecting Osteoporosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Dental Research*. 2015;94(3):17s-27s.
55. Munhoz L, Aoki EM, Cortes ARG, de Freitas CF, Arita ES. Osteoporotic alterations in a group of different ethnicity Brazilian postmenopausal women: An observational study. *Gerodontology*. 2018;35(2):101-9.
56. Klemetti E, Kolmakov S, Heiskanen P, Vainio P, Lassila V. Panoramic mandibular index and bone mineral densities in postmenopausal women. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1993;75(6):774-9.
57. Taguchi A, Tsuda M, Ohtsuka M, Kodama I, Sanada M, Nakamoto T, et al. Use of dental panoramic radiographs in identifying younger postmenopausal women with osteoporosis. *Osteoporosis International*. 2006;17(3):387-94.
58. Shen W. MRI-measured bone marrow adipose tissue is inversely related to DXA-measured bone mineral in Caucasian women. *Osteoporos Int*. 2007(18).

59. Hui SK, Arentsen L, Sueblinvong T, Brown K, Bolan P, Ghebre RG, et al. A phase I feasibility study of multi-modality imaging assessing rapid expansion of marrow fat and decreased bone mineral density in cancer patients. *Bone*. 2015;73:90-7.
60. Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H, et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J Appl Clin Med Phys*. 2011;12(4):3478.
61. Nomura Y, Watanabe H, Shiotsu K, Honda E, Sumi Y, Kurabayashi T. Stability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral content. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(5):543-8.
62. Cozzi L, Fogliata A, Buffa F, Bieri S. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiother Oncol*. 1998;48(3):335-8.
63. Chindasombatjaroen J, Kakimoto N, Shimamoto H, Murakami S, Furukawa S. Correlation Between Pixel Values in a Cone-Beam Computed Tomographic Scanner and the Computed Tomographic Values in a Multidetector Row Computed Tomographic Scanner. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2011;35(5):662-5.
64. Merkle EM, Dale BM, Barboriak DP. Gain in signal-to-noise for first-pass contrast-enhanced abdominal MR angiography at 3 Tesla over standard 1.5 Tesla: prediction with a computer model. *Acad Radiol*. 2007;14(7):795-803.
65. Laader A, Beiderwellen K, Kraff O, Maderwald S, Wrede K, Ladd ME, et al. 1.5 versus 3 versus 7 Tesla in abdominal MRI: A comparative study. *PLoS One*. 2017;12(11):e0187528.
66. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2(4):193-8.
67. de Oliveira RC, Leles CR, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites. Part 1: identification of clinical-related parameters. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(8):981-6.
68. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(1):30-7.

69. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(2):290-7.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA USP - SÃO
PAULO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Correlação entre valores de pixel de imagens da medula óssea da mandíbula provenientes de ressonância magnética e tomografia computadorizada por feixe cônico

Pesquisador: Emiko Saito Arita

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 70904317.9.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.291.616

Apresentação do Projeto:

Segundo pesquisadores: "As condições morfológicas do osso alveolar podem influenciar os resultados clínicos de diferentes especialidades na odontologia, tais como implantodontia, ortodontia e periodontia. Os métodos de imagem tridimensionais são os mais utilizados para a avaliação da condição do tecido ósseo. Porém, estes métodos utilizam radiação ionizante que pode causar danos ao corpo humano. Por isso, técnicas como a ressonância magnética, até então mais aplicada aos tecidos moles, vem sendo utilizada na pesquisa de tecidos mineralizados. Estudos médicos utilizando RM de vertebras, fêmur e bacia indicam que a densidade mineral óssea (DMO) é inversamente correlacionada com a quantidade de tecido adiposo da medula óssea. Até o momento, não foi possível encontrar estudos na área odontológica com foco na avaliação de tecido adiposo da medula óssea, e sua relação com a densidade mineral óssea do rebordo alveolar, utilizando a RM."

Objetivo da Pesquisa:

Segundo pesquisadores:

"Hipótese: Existe uma correlação entre os valores de pixel da Tomografia computadorizada por

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE ODONTOLOGIA USP - SÃO PAULO

Continuação do Parecer: 2.291.616

superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendência.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_933199.pdf	30/08/2017 16:52:54		Aceito
Outros	Autorizacao2.pdf	30/08/2017 16:52:26	Emiko Saito Arita	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoDudu.pdf	30/08/2017 16:51:26	Emiko Saito Arita	Aceito
Outros	Autorizacao.pdf	04/07/2017 15:00:40	Emiko Saito Arita	Aceito
Folha de Rosto	Folharostodu.pdf	02/06/2017 15:57:26	Emiko Saito Arita	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 22 de Setembro de 2017

Assinado por:
Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br