

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALFENAS**

**HENRIQUE MATEUS ALVES FELIZARDO**

**EFEITO DA MILIAMPERAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE  
FEIXE CÔNICO NA AVALIAÇÃO DE ENXERTO ÓSSEO AO REDOR DE  
IMPLANTES DENTÁRIOS**

**ALFENAS/MG**

**2024**

**HENRIQUE MATEUS ALVES FELIZARDO**

**EFEITO DA MILIAMPERAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE  
FEIXE CÔNICO NA AVALIAÇÃO DE ENXERTO ÓSSEO AO REDOR DE  
IMPLANTES DENTÁRIOS**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas pela Universidade Federal de Alfenas. Área de concentração: Alterações Patológicas do Complexo Bucomaxilofacial.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Gaêta Araujo

**ALFENAS/MG**

**2024**

Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal de Alfenas  
Biblioteca Central

Alves Felizardo, Henrique Mateus.

Efeito da Miliamperagem em Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico na Avaliação de Enxerto Ósseo ao Redor de Implantes Dentários / Henrique Mateus Alves Felizardo. - Alfenas, MG, 2024.

54 f. : il. -

Orientador(a): Hugo Gaêta Araujo.

Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas) - Universidade Federal de Alfenas, Alfenas, MG, 2024.

Bibliografia.

1. Radiologia. 2. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 3. Diagnóstico por Imagem. 4. Implantes Dentários. 5. Autoenxertos. I. Gaêta Araujo, Hugo, orient. II. Título.

Ficha gerada automaticamente com os dados fornecidos pelo autor.

HENRIQUE MATEUS ALVES FELIZARDO

**EFEITO DA MILIAMPERAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA AVALIAÇÃO DE ENXERTO ÓSSEO AO REDOR DE IMPLANTES DENTÁRIOS**

O Presidente da banca examinadora abaixo assina a aprovação da Dissertação apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas pela Universidade Federal de Alfenas. Área de concentração: Odontologia.

Aprovada em: 22 de fevereiro de 2024.

Prof. Dr. Hugo Gaêta Araujo

Presidente da Banca Examinadora

Instituição: Universidade de São Paulo - SP

Prof. Dr. Daniel Augusto de Faria Almeida

Instituição: Universidade Federal de Alfenas - MG

Profa. Dra. Camila Tirapelli

Instituição: Universidade de São Paulo - SP



Documento assinado eletronicamente por **Hugo Gaêta Araujo, Usuário Externo**, em 06/03/2024, às 12:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.unifal-mg.edu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.unifal-mg.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **1170862** e o código CRC **00F29169**.

Dedico este trabalho à memória dos meus avós:  
Vô Tão, Vó Fiiinha, Vô Careca e Vó Di.

## AGRADECIMENTOS

Meus eternos agradecimentos à toda minha família: Flávia, João Paulo, Lorenzo e Antonella, e em especial às figuras fundamentais desse momento e de todos os outros da minha vida, meus pais Joãozinho e Neném. Sem vocês eu não conseguiria dar nenhum passo e sem vocês eu não poderia realizar nenhum dos meus sonhos! Obrigado por me apoiarem, por me acolherem e por serem meu porto seguro! Nunca existirão palavras suficientes para expressar o quão abençoado eu sou por ter vocês e não existem medidas para o quanto eu amo vocês. Meu único pedido a Deus é que em outras vidas eu sempre esteja com vocês!

Ao meu orientador, professor e amigo Hugo Gaêta Araujo. Muito obrigado por confiar e acreditar em mim e por me incentivar em todo o processo! Mesmo em outro estado eu sempre pude contar com o seu apoio, seu suporte e a sua amizade! Agradeço por toda a sua compreensão e por todos os ensinamentos como cirurgião dentista e como amigo! Obrigado por todos os conselhos, por me ensinar e por me mostrar todos os caminhos que eu deveria seguir! E claro, obrigado também pelos momentos em que foi preciso me chamar atenção! Se hoje me tornei a pessoa que sou, você é parte disso e eu sou muito grato por tudo!

Aos meus colegas e amigos do mestrado Jovânia, Maria Eugênia, Lara, Lélío, Marcelinha, Maurício, Isadora e Ana Luíza. Vocês são parte da minha história, obrigado por toda a caminhada que pudemos trilhar!

À minha irmã/dupla de mestrado, Bruna Silveira Troca, sem você toda o mestrado não faria sentido. Obrigado por tudo que passamos e por todos os momentos juntos. Encontrei em você uma amiga que me compreende e entende todo o meu jeito. Espero ter sido para você ao menos 1% do quão grande você foi para mim!

Às minhas também duplas e irmãzinhas Letícia e Camilinha! Vocês me abraçaram quando pensei que estaria sozinho! Vocês foram e são amigas que sempre levarei no coração e que sempre torcerei por vocês! Espero que nossas vidas se cruzem novamente, não vai ser fácil não ter vocês por perto.

Ao meu amigo e irmão mais velho Daniel Augusto de Almeida Faria, obrigado por me receber como um amigo dentro da sua casa tão repentinamente! Você se tornou meu irmão e um exemplo a seguir! Não consigo expressar o quanto a sua amizade significa para mim, esse momento é uma conquista e se hoje posso celebrá-

la é porque você foi minha família e meu suporte em Alfenas! Muito obrigado por tudo! Este momento é só um até breve, logo nos veremos novamente!

Ao meu amigo Thales, também de maneira repentina nos tornamos amigos. E pude contar com você em todos os momentos! Obrigado por todo o apoio, todos os conselhos e todos os incentivos para que eu me tornasse sempre uma pessoa melhor. Onde estivermos, sei que a amizade nunca vai sumir!

À minha professora e amiga, a primeira com quem tive contato na Unifal: Suzane Cristina Pigossi. A conquista desse momento só existe porque você me ajudou! Muito obrigado por todos os conselhos, por todos os puxões de orelha e por todo o incentivo! Você foi e é parte essencial em toda essa conquista.

Aos meus amigos da radiologia Adenildes, Angela, Itamar e Thiago! O acolhimento de vocês fez com que eu me sentisse em casa a todo momento! Nunca me esquecerei de vocês, vocês também são minha família e eu carrego todos no meu coração.

Aos professores da Unifal, os quais cito os professores Carlos Augusto de Souza Lima, Bruno Martini Guimarães e Leonardo Amaral dos Reis, sou grato por todas as oportunidades de aprendizado que me foram proporcionadas. Obrigado por serem professores excepcionais e por terem impactado minha jornada!

Ao PPGCO, representado neste agradecimento por sua secretaria Rosana. Muito obrigado por toda a paciência e por todo o suporte! Sem o seu trabalho esse momento não seria possível.

Aos meus amigos de Alfenas: Victor Lucio, Duda, Aninha, Luiz, Dani, Marquinhos, Maria Clara, Guilherme, Mari Nunes, Sarah, Pedro, Leo e todos os alunos da Odontologia Unifal, o apoio e amizade ao longo desta jornada foram inestimáveis. As palavras encorajadoras, o apoio emocional e compreensão nos momentos desafiadores foram fundamentais para me manter motivado.

À equipe e funcionários da UNIFAL, meu agradecimento pelo ambiente acadêmico e recursos valiosos que foram disponibilizados para minha pesquisa. Seu profissionalismo e dedicação contribuíram significativamente para o desenvolvimento deste estudo.

A cada um que desempenhou um papel vital nesta jornada, este trabalho é também um reflexo da dedicação e apoio de todos vocês. Obrigado por fazerem parte desta conquista.

Agradeço à empresa NEODENT pelo fornecimento dos implantes utilizados

para a pesquisa.

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento: 001.



*“Dimidium facti coepti habet: Sapere Aude.”*

(Horácio, Século I a.C.)

## RESUMO

As imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) permitem a avaliação tridimensional do tecido ao redor dos implantes; entretanto, a distinção entre o tecido ósseo e materiais de enxerto pode ser prejudicada pela presença de artefatos de imagem causados pelos materiais de implantes, que têm alta densidade e número atômico. O ajuste dos parâmetros de exposição na TCFC pode reduzir o nível de exposição à radiação para o paciente e também influenciar na qualidade e ruído das imagens adquiridas. A alteração da miliamperagem (mA) está diretamente ligada à esses fatores e pode auxiliar na avaliação de imagens de TCFC com artefatos de imagem. O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da mA de TCFC na detecção da deiscência de enxerto ósseo adjacente à implantes dentários de titânio e zircônia. Vinte implantes de titânio e vinte de zircônia foram instalados em blocos de costela bovina. Foram criadas lacunas de no mínimo 2 mm entre os implantes e o osso e estas foram preenchidas com enxertos ósseos autógenos particulados. Em metade dos blocos a lacuna foi totalmente preenchida e na outra metade o material foi removido até a terceira espira do implante na face vestibular. Foram adquiridas imagens de TCFC com kilovoltagem 90kV, campo de visão 6x4, voxel de 0,133mm e miliamperagem 4, 6,3 e 10mA e avaliadas por 5 avaliadores para detecção da deiscência de enxerto ósseo. A área sob curva ROC, acurácia, sensibilidade e especificidade foram calculados e comparados entre os fatores de variação (material do implante e mA) pela análise de variância de dois fatores com nível de significância de 5%. Não houve diferenças estatisticamente significantes considerando os diferentes tipos de implantes e mA ( $p < 0,05$ ). Concluiu-se que um protocolo com menor exposição à radiação (i.e., menor mA) pode ser utilizado; entretanto, o uso da TCFC para avaliação da deiscência enxerto ósseo adjacente a diferentes tipos de implantes ainda é questionável e deve ser feito com cautela.

Palavras-chave: Radiologia; Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico; Diagnóstico por Imagem; Implantes Dentários; Autoenxertos.

## ABSTRACT

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) images allow three-dimensional evaluation of tissue around implants; however, the distinction between bone tissue and graft materials may be compromised by image artifacts caused by implant materials, which have high density and atomic number. Adjusting exposure parameters in CBCT can reduce radiation exposure levels for the patient and also influence the quality and noise of the acquired images. The modification of milliamperage (mA) is directly related to these factors and can assist in the evaluation of CBCT images with image artifacts. This study aimed to evaluate the influence of CBCT's mA on detecting bone graft dehiscence adjacent to titanium and zirconia dental implants. Twenty titanium and twenty zirconia implants were installed in bovine rib blocks. At least 2-mm gaps were created between the implants and the bone and filled with particulate autogenous bone grafts. In half of the blocks, the gap was filled entirely and in the other half, the grafting material was removed up to the third implant thread on the buccal side. CBCT images were acquired at kilovoltage (kV) 90kV, field of view 6x4cm, voxel size 0.133mm, and milliamperage 4, 6.3, and 10 mA and assessed by 5 observers to detect bone graft dehiscence. The area under the curve AUC, accuracy, sensitivity, and specificity were calculated and compared between the variation factors (dental implant material and mA) using a two-way analysis of variance with a significance level of 5%. There were no statistically significant differences considering the different types of implants and mA ( $p < 0.05$ ). In conclusion, a protocol with lower radiation exposure (i.e., lower mA) can be used; however, the use of CBCT for evaluating bone graft dehiscence adjacent to different types of implants is still questionable and should be approached with caution.

Keywords: Radiology; Cone-Beam Computed Tomography; Diagnostic Imaging; Dental Implants; Autografts.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – A. Blocos ósseos obtidos de costelas bovinas frescas seccionadas com dimensões aproximadas de 4 cm x 4 cm x 2 cm.....24
- Figura 1 – B. Broca trefina de Ø 8 mm (WF Cirúrgicos; São Paulo, Brasil) utilizada para perfurar um defeito ósseo com profundidade de 5 mm.....24
- Figura 1 – C. Broca trefina coletora utilizada para coletar tecido ósseo para simulação de enxerto ósseo.....24
- Figura 1 – D. Bloco ósseo após preparação para o GAP e instalação do implante no centro.....24
- Figura 1 – E. Implante de titânio com diâmetro de 3,5 mm e comprimento de 10 mm (Neodent® AcquaTM; Neodent, São Paulo, Brasil) colocado em um bloco ósseo.....24
- Figura 1 – F. Implante de zircônia com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 10 mm (Neodent® Ceramic Implant SystemTM; Neodent, São Paulo, Brasil) colocado em um bloco ósseo.....24
- Figura 2 – A. Bloco ósseo com um implante de titânio e o GAP ao redor do implante completamente preenchido com enxerto ósseo.....25
- Figura 2 – B. A seta indica a simulação de deiscência do enxerto ósseo; o enxerto ósseo foi removido até a terceira rosca do implante.....25
- Figura 2 – C. Blocos ósseos colocados individualmente em recipientes de plástico e cobertos com gelatina balística para simular tecido mole.....25
- Figura 2 – D. Bloco ósseo com um implante de zircônia e o GAP ao redor do implante completamente preenchido com enxerto ósseo.....25
- Figura 2 – E. A seta indica a simulação de deiscência do enxerto ósseo; o enxerto ósseo foi removido até a terceira rosca do implante.....25
- Figura 2 – F. Blocos ósseos colocados individualmente em recipientes de plástico e cobertos com gelatina balística para simular tecido mole.....25
- Figura 3 - Imagens de TCFC com os GAPS preenchidos com enxerto ósseo e com condições de deiscência do enxerto ósseo. Diferentes configurações de mA de materiais de implante foram utilizadas. As setas indicam áreas de deiscência do enxerto ósseo.....26

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores de média (desvio padrão) da área sob a curva ROC, acurácia, sensibilidade e especificidade para detecção da presença de enxerto ósseo ao redor de implantes de titânio e zircônia considerando diferentes configurações de mA.....	28
Tabela 2 -	Valores de média (desvio padrão) da sensibilidade, especificidade e soma da sensibilidade e especificidade.....	29

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
FOV	Field of View
kV	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO GERAL.....</b>	<b>15</b>
1.1	OBJETIVO GERAL.....	18
<b>2</b>	<b>ARTIGO.....</b>	<b>19</b>
<b>3</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>37</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>38</b>
	<b>APÊNDICES .....</b>	<b>42</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>46</b>

## 1 INTRODUÇÃO GERAL

A técnica de implante imediato é realizada através da instalação de um parafuso de implante no alvéolo de um elemento dentário após sua extração em um único ato cirúrgico (BASSIR; EL KHOLY; CHEN; LEE *et al.*, 2019). Essa técnica oferece vantagens como a redução no tempo de tratamento, na quantidade de intervenções cirúrgicas e têm altas taxas de sucesso (RAGUCCI; ELNAYEF; CRIADO-CÂMARA; DEL AMO *et al.*, 2020).

Entretanto, apesar das vantagens, os implantes imediatos podem ser falhos na preservação da dimensão da crista óssea (ARAUJO; WENNSTROM; LINDHE, 2006; CARDAROPOLI; TAMAGNONE; ROFFREDO; DE MARIA *et al.*, 2019). Na ausência de um elemento dentário, o tecido ósseo alveolar sofre uma rápida reabsorção, e para minimizar a reabsorção óssea, o preenchimento dos espaços periimplantares com enxertos ósseos desempenham um papel crucial ao fornecer suporte mecânico para a reabilitação oral e estimular a neoformação óssea (CHAVDA; LEVIN, 2018; ZHAO; YANG; COOPER; KHURSHID *et al.*, 2021). Portanto, o uso de enxertos ósseos nos espaços alveolares simultaneamente com a colocação dos implantes imediatos resulta em uma maior preservação de tecidos duros e moles (ALKUDMANI; AL JASSER; ANDREANA, 2017).

Os enxertos ósseos podem ser classificados de acordo com sua origem, sendo o enxerto autógeno (obtido do próprio paciente) amplamente aceito como o padrão-ouro para reconstrução defeitos ósseos alveolares. Isso se deve ao fato de que ele fornece células com capacidade de formação óssea, fatores de crescimento e uma estrutura óssea imunológica idêntica à do leito receptor (RIBEIRO; FRAGUAS; BRITO; KIM *et al.*, 2018).

Para a avaliação e planejamento de implantes dentários, a utilização de exames de imagem destinados à visualização do rebordo alveolar é fundamental (MENGEL; KRUSE; FLORES-DE-JACOBY, 2006; FIENITZ; SCHWARZ; RITTER; DREISEIDLER *et al.*, 2012). Dentre os exames de imagens as radiografias periapicais são as mais comumente utilizadas para avaliação de implantes dentários para a análise quantitativa da deiscência óssea adjacente ao implante (CHAGAS; KOBAYASHI-VELASCO; GIMENEZ; CAVALCANTI, 2021). Entretanto, elas produzem imagens bidimensionais que ocasionam a sobreposição de imagens no sentido vestibulo-lingual, permitindo assim apenas visualização da região mesial e região



distal periimplantar, tornando-as inadequadas para uma visualização periimplantar completa (BOHNER; MUKAI; ODERICH; PORPORATTI *et al.*, 2017).

Para avaliar a verdadeira configuração do tecido ósseo modalidades de imagem que realizam captura de informações tridimensionais como a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) são consideradas de grande potencial para avaliação da região periimplantar (BENIC; ELMASRY; HÄMMERLE, 2015; BOHNER; MUKAI; ODERICH; PORPORATTI *et al.*, 2017; MOL, 2004). Diversos estudos avaliaram a acurácia da TCFC na detecção de defeitos ósseos precoces após a instalação de implantes (YEPES; AL-SABBAGH, 2015) e têm reportado uma notável eficácia na avaliação de defeitos ósseos periimplantares no sentido vestibulo-lingual quando comparada a exames de imagens bidimensionais como as radiografias periapicais (PELEKOS; ACHARYA; TONETTI; BORNSTEIN, 2018). E adicionalmente a isto, revisões sistemáticas demonstram que, embora não seja comumente utilizada, a TCFC pode ser empregada na avaliação pós-operatória de implantes dentários, especialmente em casos de complicações como as deiscências e fenestrações. (BORNSTEIN; SCARFE; VAUGHN; JACOBS, 2014; PELEKOS; ACHARYA; TONETTI; BORNSTEIN, 2018). Entretanto, os enxertos ósseos particulados utilizados para o preenchimento dos espaços periimplantares são visualizados como grânulos de alta densidade, o que confere a este uma aparência tomográfica mais discreta e possivelmente leva a maior dificuldade de detecção (WANG; KÜNZEL; GOLUBOVIC; MIHATOVIC *et al.*, 2013).

O acompanhamento da instalação de implantes baseado em exames clínicos e de imagem é de suma importância para garantia de um prognóstico favorável, caso contrário diagnósticos inadequados podem ocasionar na perda de implantes (CHAGAS; KOBAYASHI-VELASCO; GIMENEZ; CAVALCANTI, 2021). Muitas vezes dúvidas ou erros na visualização acontecem devido à dificuldade de se distinguir osso recém-formado e materiais de enxertos ósseos através da TCFC (WANG; KÜNZEL; GOLUBOVIC; MIHATOVIC *et al.*, 2013). Não obstante, é importante considerar que materiais de densidade e número atômico elevados como os implantes dentários compostos de titânio e zircônia, quando presentes no campo de visão (FOV, do inglês *field of view*), induzem a ocorrência de artefatos de imagem.

Os artefatos de imagem são definidos como as diferenças que se manifestam entre a representação visual e o real conteúdo da estrutura. Um artefato de imagem comum é o endurecimento dos feixes, (MANCINI; SANTOS; GAËTA-ARAUJO;

TIRAPELLI *et al.*, 2021) que ocorre quando materiais de número atômico elevado absorvem fótons de raios X de baixa energia criando assim hipodensidades localizadas que prejudicam a avaliação da imagem (GAÊTA-ARAUJO; LEANDRO NASCIMENTO; CAVALCANTE FONTENELE; MASETI MANCINI *et al.*, 2020). Esses artefatos se manifestam através da modificação dos níveis de tons de cinza das imagens e podem interferir de maneira significativa na identificação e avaliação de estruturas anatômicas ou condições patológicas, resultando em possíveis erros diagnósticos (KURT; BAGIS; EVLI; ATAKAN *et al.*, 2020; MANCINI; SANTOS; GAÊTA-ARAUJO; TIRAPELLI *et al.*, 2021).

O ajuste dos parâmetros de exposição da TCFC pode reduzir a incidência de artefatos de imagem e melhorar a qualidade das imagens (FREITAS; FONTENELE; NASCIMENTO; VASCONCELOS *et al.*, 2018; MANCINI; SANTOS; GAÊTA-ARAUJO; TIRAPELLI *et al.*, 2021). Parâmetros como o FOV, tamanho do voxel, tempo de exposição, ângulo de rotação, quilovoltagem (kV) e mA são exemplos de configurações que podem ser ajustadas para aprimorar a qualidade da imagem de TCFC, porém, o conhecimento acerca da magnitude dos artefatos de imagem e como eles são afetados por alterações nos parâmetros de aquisição da TCFC ainda é limitado. Entretanto, sabe-se que a presença destes artefatos tem implicações significativas na acurácia de diagnósticos, especialmente em regiões próximas aos materiais causadores de artefatos como os implantes (FREITAS; FONTENELE; NASCIMENTO; VASCONCELOS *et al.*, 2018).

O ajuste da mA pode aumentar ou diminuir o ruído da imagem, afetando também a qualidade da imagem, e o seu nível também é proporcional ao nível de exposição à radiação para o paciente (GAÊTA-ARAUJO; DE SOUZA; FREITAS; DE OLIVEIRA-SANTOS, 2017; MANCINI; SANTOS; GAÊTA-ARAUJO; TIRAPELLI *et al.*, 2021). Portanto, a influência das alterações na mA em tarefas diagnósticas específicas para otimizar a utilização da TCFC é fundamental, tendo em vista que, para determinadas tarefas diagnósticas, o uso de mA mais baixa pode resultar em uma redução significativa na exposição à radiação, mantendo resultados clinicamente aceitáveis, apesar do impacto na qualidade da imagem (MANCINI; SANTOS; GAÊTA-ARAUJO; TIRAPELLI *et al.*, 2021).

Até o momento, a precisão diagnóstica da TCFC na análise da deiscência de enxertos ósseos adjacentes a implantes dentários de titânio e zircônia permaneceu inexplorada, destacando-se a necessidade premente de investigação neste campo.

Além disso, a consideração dos diferentes níveis de mA é necessária pois a minimização da exposição à radiação durante a aquisição de imagem de TCFC, de acordo com o princípio “*As Low As Diagnostically Acceptable*” (ALADA), é de extrema importância para a segurança dos pacientes. Avaliar eficazmente a manutenção de enxertos ósseos com o auxílio da TCFC também desempenha um papel crucial na garantia de resultados estéticos satisfatórios e da longevidade dos implantes dentários.

### 1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi investigar a influência de diferentes mA, em imagens de TCFC, na detecção de material de enxertia óssea adjacentes a implantes dentários de titânio e de zircônia.

**2 ARTIGO****RESEARCH ARTICLE****Effect of milliamperage on cone beam computed tomography evaluation of bone graft around dental implants<sup>1</sup>**

Henrique Mateus Alves Felizardo<sup>a</sup>; Bruna Silveira Troca<sup>a</sup>; Polyane Mazucatto Queiroz<sup>b</sup>; Hugo Gaêta-Araujo<sup>c</sup>

<sup>a</sup> School of Dentistry, Federal University of Alfenas (Unifal-MG), Alfenas, Minas Gerais, Brazil.

<sup>b</sup> School of Dentistry, Ingá Uningá University, Maringá, Paraná, Brazil.

<sup>c</sup> Department of Stomatology, Public Health, and Forensic Dentistry, Ribeirão Preto School of Dentistry, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil.

**Corresponding author:**

Hugo Gaêta-Araujo

Department of Stomatology, Public Health, and Forensic Dentistry, Ribeirão Preto School of Dentistry, University of São Paulo (USP), Av. do Café, s/n, Campus da USP, Zip Code 14040-904, Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil.

Phone: 55 16 33154019. E-mail: hugogaeta@hotmail.com

---

1 Artigo científico elaborado e submetido de acordo com as normas do periódico internacional *Clinical Oral Investigations*.

## ABSTRACT

**Objectives:** To evaluate the effect of Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) milliamperage (mA) on detecting bone graft dehiscence adjacent to titanium (Ti) and zirconia (Zr) dental implants.

**Materials and Methods:** Twenty titanium and twenty zirconia implants were installed in bovine rib blocks. At least 2-mm gaps were created between the implants and the bone and filled with particulate autogenous bone grafts. In half of the blocks, the gap was filled entirely and in the other half, the grafting material was removed up to the third implant thread on the buccal side. CBCT images were acquired at 4, 6.3 and 10 mA and assessed by 5 observers to detect bone graft dehiscence. The area under the curve AUC, accuracy, sensitivity and specificity) were calculated and compared between the variation factors (dental implant material and mA) using a two-way analysis of variance with a significance level of 5%.

**Results:** There were no statistically significant differences for the diagnostic values between the different types of implants and mA to detect bone grafts dehiscence ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** A protocol with lower radiation exposure (i.e., lower mA) can be used, however, the use of CBCT for evaluating bone graft dehiscence adjacent to different types of implants is still questionable and should be approached with caution.

**Clinical Relevance:** When prescribing CBCT imaging exam for assessing peri-implant bone graft, lower radiation exposure can be achieved without jeopardizing diagnosis. However, it is worth noting that CBCT images in implantology can be challenging due to artifacts caused by the high-density materials of dental implants.

**Keywords:** Radiology; Cone-Beam Computed Tomography; Diagnostic Imaging; Dental Implants; Autografts.

## INTRODUCTION

Installing the implant immediately after a tooth extraction significantly reduces the number of surgical interventions and treatment time [1, 2]. With a success rate of about 98% after one year, this procedure is highly effective [2]. However, immediate implant placement poses a potential risk of bone tissue loss and reduction in bone crest size [3, 4]. To effectively reduce peri-implant bone resorption and maintain bone structure, autogenous grafts are considered the optimal solution due to their ability to promote bone growth and create an immunological bone structure akin to the recipient bed [5]. Therefore, for better hard tissue preservation, the use of bone grafts during immediate implant placement in alveolar spaces is highly recommended [6].

Periapical radiographs are frequently used as the imaging modality of choice for the post-operative assessment of dental implants when no clinical concerns or symptoms are present [7, 8]. However, due to its two-dimensional nature, peri-implant bone loss and specific structures may not be visible on these radiographs [9-11]. Three-dimensional imaging modalities, such as Cone-Beam Computed Tomography (CBCT), offer better visualization and high-resolution images of the bone tissue in the peri-implant region [9, 12-15]. It can also diagnose peri-implant defects with submillimetric precision [7]. However, the presence of the implant produces metallic artifacts in CBCT imaging exams [16].

CBCT images may accurately and effectively display peri-implant deficiencies in the buccolingual plane [11, 14]. CBCT can depict dehiscence and fenestrations, affecting the cortical bone around the implant [11]. However, the assessment of particulate bone grafts used in the immediate implant technique on CBCT is challenging because they appear as sparse high-density granules. Nevertheless, CBCT is still an essential tool for determining the success of implant treatment by confirming the filling of the spaces between bone tissue and the implant [17]. It is worth noting that previous studies have not evaluated the accuracy of CBCT in evaluating bone grafts near dental implants.

The aim of this study was to evaluate the effect of CBCT milliamperage (mA) on the detection of bone graft dehiscence around to titanium and zirconia implants. The null hypothesis was that the type of implant and the mA level do not affect bone graft dehiscence detection adjacent to dental implants.

## MATERIALS AND METHODS

The study was approved by the Ethics Committee for Animal Research of the Federal University of Alfenas (protocol: CEUA – 3641cc56e4bf17852287b1fdb47a1e1).

### *Sample selection*

The sample consisted of 40 bone blocks with approximate dimensions of 4cm x 4cm x 2cm obtained from fresh bovine ribs [18, 19]. Only the blocks with an appropriate thickness for simulating the gap around the implant and a balanced ratio of cortical and trabecular bone tissue were included (Figure 1A).

### *Preparation of the surgical area and graft harvest*

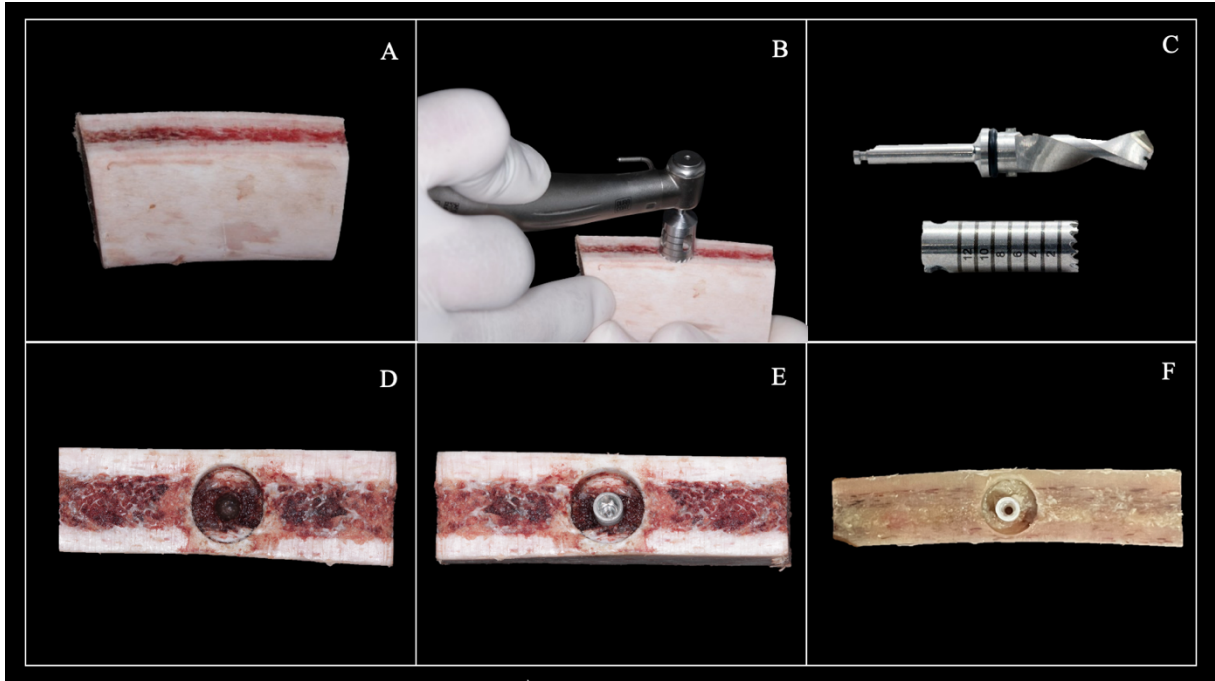
A Ø 8-mm trephine bur (WF Cirúrgicos; São Paulo; Brazil) was used to drill a bone defect with a depth of 5-mm, thus creating at least a 2-mm gap between the implant and the bone block in all its faces (Figure 1B). For the autogenous bone graft collection, a trephine drill was employed to extract bone from the bovine rib (Figure 1C).

### *Installation of the implants*

In the center of the bone defect of 20 bone blocks (Figure 1D), a Titanium implant (Neodent® CM Drive Acqua implant, Curitiba; Brazil) measuring 3.5 mm in diameter by 10 mm in length was inserted (Figure 1E) and in the center of the bone defect of another 20 bone blocks, a Zirconia implant (Neodent® Zirconia implant, Neodent, Curitiba; Brazil) measuring 3.75 mm in diameter x 10 mm in length was inserted (Figure 1F) by an implantodontist. The process was performed using an implant motor (NSK Surgic Pro®; NSK America Latina Ltda; Joinville, Brazil) and a surgical contra-angle handpiece (Ti-Max X-SG20L; NSK America Latina Ltda; Joinville, Brazil). The implant placement was carried out according to the manufacturers' specification.

Figure 1 – A. Bone blocks obtained from fresh bovine ribs sectioned with approximate dimensions of 4cm x 4cm x 2cm; B. Ø 8-mm trephine (WF Cirúrgicos; São Paulo; Brazil) bur used to drill a 5-mm depth bone defect; C. Collector trephine bur used to collect bone tissue for bone graft simulation purposes; D. Bone block after preparation for the GAP and for implant installation in the center; E. A 3.5-mm diameter and 10-

mm length titanium implant (Neodent® Acqua™; Neodent, São Paulo, Brazil) placed on a bone block; F. A 3.75-mm diameter and 10-mm length zirconia implant (Neodent® Ceramic Implant System™; Neodent, São Paulo; Brazil) placed on a bone block.



### *Sample allocation*

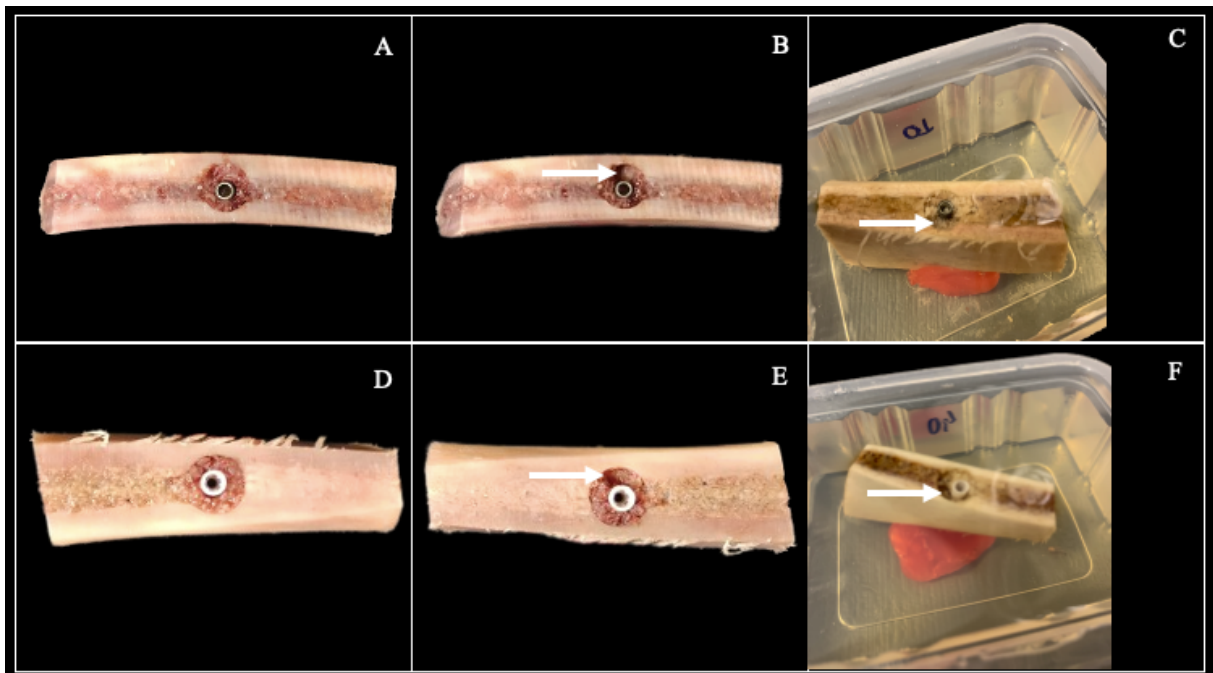
The acquired bone graft material was carefully positioned around the implant site to fill the entire gap around the implant (Figure 2A and Figure 2D). To create a bone defect, the autogenous bone graft material was removed from the vestibular area of 10 titanium implants and 10 zirconia implants up to the third thread of the implants (Figure 2B and Figure 2E).

The prepared bone blocks were placed individually in plastic containers and covered with ballistic gelatin to simulate soft tissue (Figure 2C and Figure 2F). The ballistic gelatin was prepared using 48 g of colorless gelatin (Royal, Mondelez Brasil LTDA, São Paulo - SP, Brazil), 200 ml of distilled glycerin (Razzo, USP, São Paulo - SP, Brazil), and 500 ml of water [20]. The ballistic gelatin surrounded the bone blocks with installed implants and was kept refrigerated until image acquisition.

Figure 2 – A. Bone block with a titanium implant and the GAP around the implant completely filled with bone graft; B. Arrow indicates the bone graft dehiscence simulation; the bone graft was removed up to the third implant thread; C. Bone blocks placed individually in plastic containers and covered with ballistic gelatin to simulate



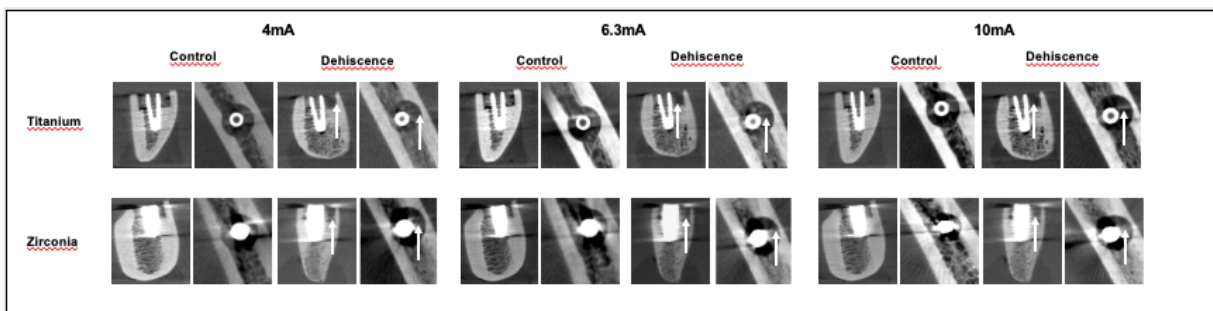
soft tissue; D. Bone block with a zirconia implant and the GAP around the implant completely filled with bone graft; E. Arrow indicates the bone graft dehiscence simulation; the bone graft was removed up to the third implant thread; F. Bone blocks placed individually in plastic containers and covered with ballistic gelatin to simulate soft tissue.



### *Image Acquisition*

The CBCT images of the specimens were acquired using the OP300 machine (Instrumentarium, Tuusula, Finland) following a fixed protocol with kilovoltage (kV) set at 90kV, FOV of 6x4cm, voxel size of 0.133mm, and three different mA levels (4, 6.3, and 10 mA), resulting in a total of 120 volumes. To standardize the specimens' position, a polystyrene platform was utilized with a permanent marker to ensure consistent positioning for all acquisitions, and reference lights were employed to standardize the position of the bone blocks in the center of the FOV. Images were acquired for all implant groups (gaps completely filled with bone graft and bone graft removed up to the implant third thread; Figure 3).

Figure 3 – Examples of sagittal and axial views demonstrate gaps filled with bone graft and bone graft dehiscence conditions. Varying mA settings and implant materials were used. Arrows indicate areas of bone graft dehiscence.



### *Image evaluation*

Images were exported from the acquisition software in DICOM format and five evaluators (4 oral radiologists and one implantodontist), each with a minimum of 5 years of experience in CBCT image evaluation, underwent a comprehensive training session where the condition being assessed (i.e., peri-implant bone graft dehiscence) was explained. Evaluation sessions were held in a controlled environment with reduced ambient lighting conducive to CBCT image evaluation. The evaluators used high-performance monitors and the OnDemand 3D software (Cybermed, Irvine, CA, USA). For each exam, the evaluators were required dynamically assess the volume (i.e., scrolling through the slices), adjust window/level if necessary, and to assign a score for the presence of bone graft dehiscence according to a 5-point scale, described as follows: 1 - certainly no bone graft dehiscence; 2 - probably no bone graft dehiscence; 3 - uncertain; 4 - probably bone graft dehiscence; and 5 - certainly bone graft dehiscence. The evaluators were instructed to evaluate 20 CBCT volumes per week, to avoid visual fatigue and potential bias related to sample memorization.

To assess the reproducibility of the image evaluation method, 25% of the sample was reevaluated after 30 days, under the same conditions.

### *Statistical Analyses*

All data were analyzed using SPSS 25.0 software (IBM® SPSS, Armonk, USA) and GraphPad Prism v8 (GraphPad, La Jolla, USA). The intra and inter-examiner agreement was evaluated using the Weighted-Kappa test for the diagnostic evaluation. With the evaluation on the 5-point scale, the area under the receiver operating characteristic curve (AUC) was calculated considering different mA and implant types. In addition, diagnostic accuracy, sensitivity, and specificity values were calculated with data dichotomization, considering scores 1, 2, and 3 as the absence of bone graft dehiscence and 4 and 5 as the presence of bone graft dehiscence. These values were

also calculated considering the different mA and implant types. The diagnostic values were expressed as mean and standard deviation (of the evaluators) for each condition (mA and implant type) and were compared using the two-way analysis of variance (ANOVA) with a significance level set at 5%.

## RESULTS

The mean intra-observer agreement value was 0.726 (0.078), ranging from 0.600 to 0.792, indicating substantial agreement and the mean inter-observer agreement was 0.193 (0.167), ranging from 0.082 to 0.662 indicating slight agreement [21].

Regarding the diagnosis of bone graft dehiscence with different mA parameters and implant types, the AUC results indicated no statistically significant differences between implant types and mA ( $p \geq 0.05$ ; Table 1). Based on the evaluation scale developed by Hosmer et al. (2013) [22], all AUC values identified indicated acceptable diagnostic values.

The accuracy, sensitivity, and specificity results also showed no statistically significant differences ( $p \geq 0.05$ ; Table 1). According to Power et al. (2013) [23], an exam must exhibit a sum of sensitivity and specificity of at least 1.5 to accurately predict the presence or absence of a disease. All tests conducted with different mA in titanium and zirconia implants had a sum of sensitivity and specificity of less than 1.5 (Table 2), indicating that CBCT imaging exams do not achieve desired diagnostic values in assessing the presence or absence of bone graft dehiscence.

Table 1 - Mean values (standard deviation) of the AUC, accuracy, sensitivity, and specificity for detecting the presence of bone graft around titanium and zirconia implants considering different mA.

Implant material	AUC			Accuracy			Sensitivity			Specificity		
	4mA	6.3mA	10mA	4mA	6.3mA A	10mA A	4mA	6.3mA A	10mA A	4mA	6.3mA A	10mA A
<i>Titanium</i>	0.78 (0.06)	0.75 (0.12)	0.65 (0.16)	0.67 (0.10)	0.65 (0.14)	0.63 (0.14)	0.72 (0.16)	0.70 (0.12)	0.56 (0.23)	0.62 (0.33)	0.60 (0.38)	0.70 (0.26)
<i>Zirconia</i>	0.73 (0.07)	0.85 (0.07)	0.70 (0.11)	0.71 (0.04)	0.69 (0.10)	0.62 (0.08)	0.84 (0.13)	0.78 (0.24)	0.60 (0.12)	0.58 (0.16)	0.60 (0.20)	0.64 (0.11)

AUC: area under the receiver operating characteristic curve; mA: milliamperage.

Table 2 - Mean values (standard deviation) of sensitivity, specificity and the sum of sensitivity and specificity.

Implant material	Sensitivity + Specificity*		
	4mA	6.3mA	10mA
<i>Titanium</i>	1,34	1,30	1,26
<i>Zirconia</i>	1,42	1,36	1,24

\* Test must exhibit a sum of sensitivity and specificity of at least 1.5, all tests had a sum of sensitivity and specificity of less than 1.5.

## DISCUSSION

The present study investigated the influence of different mA settings in CBCT imaging exams and their effect on the detection of graft material dehiscence around zirconia and titanium implants. The results did not show significant differences in detecting dehiscence of bone grafts. Nevertheless, the evaluation of CBCT images for diagnostic purposes should be approached with caution, as the diagnostic values were somewhat low. The promotion of research in the field of dental implants and the imaging exams to enhance diagnostics and treatment should be encouraged.

Initially, there were concerns that zirconia implants, due to their higher atomic number compared to titanium and greater potential to cause image artifacts, could impact the identification of bone graft dehiscence. However, the research results suggest that there are no differences to identify bone graft dehiscence around titanium or zirconia implants. These findings are in accordance with the results of FONTENELE et al., 2022 [24], who evaluated the detection of peri-implant dehiscence in titanium-zirconia and zirconia implants using CBCT images, and their results revealed no significant differences between the implant types.

Our results do not indicate significant differences for mA settings used; Therefore, considering that exists a correlation between mA and patient dose, our research indicate that it is possible to lower mA levels when evaluating bone grafts around titanium and zirconia implants without hampering image quality for diagnostic purposes. Despite this, it should be emphasized that higher mA yields improved image quality by reducing image noise. PAUWELS et al., 2015 [25] investigated the impact of mA reduction on image quality using various CBCT to determine minimally acceptable values, using a polymethyl methacrylate and an anthropomorphic skull phantom in CBCT devices varying mA; they found that mA can be lowered to reduce dose with minimal impact on image quality, indicating a promising opportunity for dose reduction. Such finding in aligned with our results. Despite CBCT device manufacturers defining image acquisition protocols, decreasing mA and limiting radiation exposure for patients did not substantially affect image quality and diagnostic accuracy.

Even with the possibility of reducing mA and consequently reducing patient radiation exposure, our results indicated a low inter-rater agreement, suggesting a challenging diagnostic task; in contrast to PAUWELS et al., 2015 [25] that showed that minor mA is highly effective in achieving high interobserver understanding when

evaluating anatomical structures using phantoms. Nevertheless, the difference in the expected value of inter-rater agreement must be related to the task itself, in which detecting well-defined anatomical structures is easier than detecting sparse graft material, especially in the presence of image artefacts.

We observed a substantial intra-rater agreement. This leads us to assure that the analyses conducted by the raters were reliable, as they agreed with themselves when a new analysis of the imaging exams was performed. Additionally, we can find in the literature other studies with high intra-observer agreements in assessing bone graft as demonstrated by PARSA et al., 2015 [26] who also assessed the accuracy of CBCT in detecting bone grafts in an ex vivo study and UMANJEC-KORAC et al., 2016 [27] who evaluated the detection of simulated autogenous bone graft resorption in the maxillary sinus using CBCT.

Our study was an ex vivo investigation with inherent limitations in the study design. It is crucial to emphasize that the methodology employed is the only ethically acceptable way to assess peri-implant dehiscence and factors such as implant material and mA level through repeated CBCT scans, as it would not be ethically acceptable to expose a patient to repeated imaging acquisitions. Bovine ribs were used to simulate the anatomy of the human mandible from a CBCT image due to their structural similarity, as demonstrated in studies by DAVE et al., 2012 [28]. This was essential to avoid excessive patient radiation exposure. Autogenous bone grafts were used (from the same bovine ribs). However, these bone grafts tomographic density makes them challenging to visualize, as evidenced by the low inter-rater agreement. These challenges are similar to findings in the literature; FIENITZ et al., 2012 [7], assessed the accuracy of CBCT in restoring peri-implant bone defects after bone graft use, and their study revealed difficulties in distinguishing between the bone graft and native bone.

Contrary to this, our results differed from the findings of BUCCHI et al., 2017 [29], who did not encounter difficulties in detecting synthetic bone grafts throughout their healing process. However, synthetic bone graft seems to have higher tomographic density, which could make it easier to detect compared to native bone grafts. Therefore, it is essential to consider these limitations when interpreting and generalizing the conclusions of this study.

This study aimed to enhance the clinical significance of CBCT by applying the

ALADA principle (As Low as Diagnostically Achievable). The use of low mA values does not compromise the quality of the diagnostic process and, at the same time, significantly reduces patients' radiation exposure. Minimizing the amount of radiation to which patients are exposed during the diagnostic process prioritizes patient well-being by mitigating the risks of excessive ionizing radiation exposure. However, bone grafts near implants can be challenging to visualize due to their discreet appearance and imaging artefacts caused by the high density of titanium and zirconia. Following radiation protection guidelines, this study supports the use of CBCT protocols with low mA to assess bone grafts around dental implants, as long as these are analyzed cautiously.



## **CONCLUSION**

It is possible to use CBCT protocols with low mA to assess the dehiscence of bone grafts near titanium and zirconia implants. However, the use of CBCT for evaluating bone graft dehiscence adjacent to different types of implants is still questionable and should be approached with caution, due to factors such as the imaging artifacts caused by the implants, which can lead to incorrect diagnoses.

## DECLARATIONS

**Author contributions:** All authors contributed to the study conception and design. Material preparation was performed by HMAF and HGA, data collection and analysis were performed by HMAF, BST, PMQ, and HGA. The first draft of the manuscript was written by HMAF and all authors commented on previous versions of the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

**Funding:** This study partially was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES – Finance Code 001) and NEODENT (Research 22.0525).

**Conflict of Interest:** The authors declare that they have no conflict of interest.

**Ethical approval:** Approval was granted by the Ethics Committee for Animal Research of the Federal University of Alfenas (protocol: CEUA – 3641cc56e4bf17852287b1fdb47a1e1).

**Data availability:** The data can be accessed on reasonable request to the corresponding author.

## REFERENCES

1. Bassir SH, El Kholy K, Chen CY, Lee KH, Intini G. Outcome of early dental implant placement versus other dental implant placement protocols: A systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2019;90(5):493-506. doi: 10.1002/JPER.18-0338.
2. Ragucci GM, Elnayef B, Criado-Cámara E, Del Amo FS-L, Hernández-Alfaro F. Immediate implant placement in molar extraction sockets: a systematic review and meta-analysis. *International journal of implant dentistry.* 2020;6(1):1-12.
3. Araujo MG, Wennstrom JL, Lindhe J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(6):606-14. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01315.x.
4. Cardaropoli D, Tamagnone L, Roffredo A, De Maria A, Gaveglio L. Preservation of Peri-implant Hard Tissues Following Immediate Postextraction Implant Placement. Part I: Radiologic Evaluation. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry.* 2019;39(5).
5. Ribeiro M, Fraguas EH, Brito KIC, Kim YJ, Pallos D, Sendyk WR. Bone autografts & allografts placed simultaneously with dental implants in rabbits. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 2018;46(1):142-7.
6. AlKudmani H, Al Jasser R, Andreana S. Is Bone Graft or Guided Bone Regeneration Needed When Placing Immediate Dental Implants? A Systematic Review. *Implant Dent.* 2017;26(6):936-44. doi: 10.1097/ID.0000000000000689.
7. Fienitz T, Schwarz F, Ritter L, Dreiseidler T, Becker J, Rothamel D. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(7):882-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02232.x.
8. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *Journal of periodontology.* 2006;77(7):1234-41.
9. Bohner LOL, Mukai E, Oderich E, Porporatti AL, Pacheco-Pereira C, Tortamano P, et al. Comparative analysis of imaging techniques for diagnostic accuracy of peri-implant bone defects: a meta-analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology.* 2017;124(4):432-40. e5.

10. Jacobs R, Vranckx M, Vanderstuyft T, Quirynen M, Salmon B. CBCT vs other imaging modalities to assess peri-implant bone and diagnose complications: a systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(Suppl 1):77-92.
11. Pelekos G, Acharya A, Tonetti MS, Bornstein MM. Diagnostic performance of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone loss: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2018;29(5):443-64.
12. Benic GI, Elmasry M, Hämmerle CH. Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. *Clinical oral implants research*. 2015;26:86-96.
13. Mol A. Imaging methods in periodontology. *Periodontology 2000*. 2004;34(1):34-48.
14. Yepes JF, Al-Sabbagh M. Use of cone-beam computed tomography in early detection of implant failure. *Dental Clinics*. 2015;59(1):41-56.
15. Wang D, Künzel A, Golubovic V, Mihatovic I, John G, Chen Z, et al. Accuracy of peri-implant bone thickness and validity of assessing bone augmentation material using cone beam computed tomography. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17:1601-9.
16. Kurt MH, Bağış N, Evli C, Atakan C, Orhan K. Comparison of the different voxel sizes in the estimation of peri-implant fenestration defects using cone beam computed tomography: an ex vivo study. *International Journal of Implant Dentistry*. 2020;6:1-11.
17. Ritter L, Elger M, Rothamel D, Fienitz T, Zinser M, Schwarz F, et al. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014;43(6):20130088.
18. Pinheiro LR, Gaia BF, de Sales MAO, Umetsubo OS, Junior OS, Cavalcanti MGP. Effect of field of view in detecting chemically created peri-implant bone defects in bovine ribs using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, and oral radiology*. 2015;120(1):69-77.
19. Vidor MM, Liedke GS, Vizzotto MB, da Silveira HL, da Silveira PF, Araujo CW, et al. Imaging evaluating of the implant/bone interface—an in vitro radiographic study. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2017;46(5):20160296.
20. Nascimento EHL, Fontenele RC, Lopes PdA, Santaella GM, Vasconcelos KF, de Freitas DQ, et al. Development of a model of soft tissue simulation using ballistic gelatin for CBCT acquisitions related to dentomaxillofacial radiology research. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2021;50(3):20200191.

21. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;159-74.
22. Hosmer Jr DW, Lemeshow S, Sturdivant RX. *Applied logistic regression*: John Wiley & Sons; 2013
23. Power M, Fell G, Wright M. Principles for high-quality, high-value testing. *BMJ Evidence-Based Medicine*. 2013;18(1):5-10
24. Fontenele, R. C.; Nascimento, E. H. L.; Imbelloni-Vasconcelos, A. C.; Martins, L. A. C. et al. Influence of kilovoltage-peak and the metal artifact reduction tool in cone-beam computed tomography on the detection of bone defects around titanium-zirconia and zirconia implants. *Imaging Science in Dentistry*, 52, n. 3, p. 267, 2022.
25. Pauwels, R.; Seynaeve, L.; Henriques, J.; De Oliveira-Santos, C. et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44, n. 9, p. 20150108, 2015.
26. Parsa, A.; Ibrahim, N.; Hassan, B.; Van Der Stelt, P. et al. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clinical oral implants research*, 26, n. 1, p. e1-e7, 2015.
27. Umanjec-Korac, S.; Parsa, A.; Darvishan Nikoozad, A.; Wismeijer, D. et al. Accuracy of cone beam computed tomography in following simulated autogenous graft resorption in maxillary sinus augmentation procedure: an ex vivo study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 45, n. 6, p. 20160092, 2016.
28. Dave, M.; Davies, J.; Wilson, R.; Palmer, R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. *Clinical oral implants research*, 24, n. 6, p. 671-678, 2013.
29. Bucchi C, Borie E, Arias A, Dias FJ, Fuentes R. Radiopacity of alloplastic bone grafts measured with cone beam computed tomography: An analysis in rabbit calvaria. *Bosnian journal of basic medical sciences*. 2017;17(1):61.

### 3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste trabalho indicaram que a utilização de protocolos de TCFC com baixas mA não afetam a detecção de enxertos ósseos ao redor de implantes de titânio e zircônia. Baixas mA não comprometem a qualidade do processo diagnóstico e ao mesmo tempo reduzem significativamente a exposição dos pacientes à radiação. Então, as imagens obtidas com o uso de baixo mA estão alinhadas com o princípio ALADA.

Entretanto é importante ressaltar que estas imagens devem ser avaliadas com cautela, pois materiais de alta densidade como o titânio e a zircônia causam artefatos de imagem nos exames de imagens de TCFC, e isto pode influenciar na tarefa diagnóstica proposta.

Portanto, este trabalho corrobora com o uso de protocolos de TCFC de baixos mA para avaliar enxertos ósseos autógenos ao redor de implantes dentários desde que as imagens sejam avaliadas de maneira cuidadosa, fornecendo uma solução segura e eficiente que segue as diretrizes de baixa exposição à radiação.

## REFERÊNCIAS

- ALKUDMANI, H.; AL JASSER, R.; ANDREANA, S. Is Bone Graft or Guided Bone Regeneration Needed When Placing Immediate Dental Implants? A Systematic Review. **Implant Dent**, Buffalo, New York, 26, n. 6, p. 936-944, Dec 2017.
- ARAUJO, M. G.; WENNSTROM, J. L.; LINDHE, J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. **Clin Oral Implants Res**, Maringá, Paraná, 17, n. 6, p. 606-614, Dec 2006.
- BASSIR, S. H.; EL KHOLY, K.; CHEN, C. Y.; LEE, K. H. et al. Outcome of early dental implant placement versus other dental implant placement protocols: A systematic review and meta-analysis. **J Periodontol**, [s. l.], 90, n. 5, p. 493-506, May 2019.
- BENIC, G. I.; ELMASRY, M.; HÄMMERLE, C. H. Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. **Clinical oral implants research**, Zurich, Switzerland, 26, p. 86-96, 2015.
- BOHNER, L. O. L.; MUKAI, E.; ODERICH, E.; PORPORATTI, A. L. et al. Comparative analysis of imaging techniques for diagnostic accuracy of peri-implant bone defects: a meta-analysis. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, São Paulo, SP, 124, n. 4, p. 432-440. e435, 2017.
- CARDAROPOLI, D.; TAMAGNONE, L.; ROFFREDO, A.; DE MARIA, A. et al. Preservation of Peri-implant Hard Tissues Following Immediate Postextraction Implant Placement. Part I: Radiologic Evaluation. **International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, Torino, Italy, 39, n. 5, 2019.
- CHAGAS, M. M.; KOBAYASHI-VELASCO, S.; GIMENEZ, T.; CAVALCANTI, M. G. P. Diagnostic accuracy of imaging examinations for peri-implant bone defects around titanium and zirconium dioxide implants: A systematic review and meta-analysis. **Imaging Science in Dentistry**, São Paulo, SP, 51, n. 4, p. 363, 2021.
- CHAVDA, S.; LEVIN, L. Human studies of vertical and horizontal alveolar ridge augmentation comparing different types of bone graft materials: a systematic review. **Journal of Oral Implantology**, Alberta, Canada, 44, n. 1, p. 74-84, 2018.
- FIENITZ, T.; SCHWARZ, F.; RITTER, L.; DREISEIDLER, T. et al. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. **Clin Oral Implants Res**, Dusseldorf, Germany, 23, n. 7, p. 882-887, Jul 2012.
- FREITAS, D. Q.; FONTENELE, R. C.; NASCIMENTO, E. H. L.; VASCONCELOS, T. V. et al. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. **Dentomaxillofacial Radiology**, Piracicaba, São Paulo, 47, n. 8, p. 20180151, 2018.
- GAÊTA-ARAÚJO, H.; DE SOUZA, G. Q. S.; FREITAS, D. Q.; DE OLIVEIRA-SANTOS, C. Optimization of tube current in cone-beam computed tomography for the detection of

vertical root fractures with different intracanal materials. **Journal of endodontics**, Piracicaba, São Paulo, 43, n. 10, p. 1668-1673, 2017.

GAËTA-ARAUJO, H.; LEANDRO NASCIMENTO, E. H.; CAVALCANTE FONTENELE, R.; MASETI MANCINI, A. X. *et al.* Magnitude of beam-hardening artifacts produced by gutta-percha and metal posts on conebeam computed tomography with varying tube current. **Imaging science in dentistry**, Piracicaba, São Paulo, 50, n. 1, 2020.

KURT, M. H.; BAGIS, N.; EVLI, C.; ATAKAN, C. *et al.* Comparison of the different voxel sizes in the estimation of peri-implant fenestration defects using cone beam computed tomography: an ex vivo study. **Int J Implant Dent**, Ankara, Turkey, 6, n. 1, p. 58, Oct 2 2020.

MANCINI, A. X. M.; SANTOS, M. U. C.; GAËTA-ARAUJO, H.; TIRAPELLI, C. *et al.* Artefacts at different distances from titanium and zirconia implants in cone-beam computed tomography: effect of tube current and metal artefact reduction. **Clinical Oral Investigations**, Ribeirão Preto, São Paulo, p. 1-8, 2021.

MENGEL, R.; KRUSE, B.; FLORES-DE-JACOBY, L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. **Journal of periodontology**, Marburg, Germany, 77, n. 7, p. 1234-1241, 2006.

MOL, A. Imaging methods in periodontology. **Periodontology 2000**, Denmark, 34, n. 1, p. 34-48, 2004.

NASCIMENTO, E. H. L.; FONTENELE, R. C.; LOPES, P. D. A.; SANTAELLA, G. M. *et al.* Development of a model of soft tissue simulation using ballistic gelatin for CBCT acquisitions related to dentomaxillofacial radiology research. **Dentomaxillofacial Radiology**, Piracicaba, São Paulo, 50, n. 3, p. 20200191, 2021.

PELEKOS, G.; ACHARYA, A.; TONETTI, M. S.; BORNSTEIN, M. M. Diagnostic performance of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone loss: A systematic review. **Clinical Oral Implants Research**, Hong Kong, China, 29, n. 5, p. 443-464, 2018.

PINHEIRO, L. R.; GAIA, B. F.; DE SALES, M. A. O.; UMETSUBO, O. S. *et al.* Effect of field of view in the detection of chemically created peri-implant bone defects in bovine ribs using cone beam computed tomography: an in vitro study. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, São Paulo, SP, 120, n. 1, p. 69-77, 2015.

RAGUCCI, G. M.; ELNAYEF, B.; CRIADO-CÁMARA, E.; DEL AMO, F. S.-L. *et al.* Immediate implant placement in molar extraction sockets: a systematic review and meta-analysis. **International journal of implant dentistry**, Barcelona, Spain, 6, n. 1, p. 1-12, 2020.

REDDY, M. S.; WANG, I.-C. Radiographic determinants of implant performance. **Advances in dental research**, Birmingham, Alabama, 13, n. 1, p. 136-145, 1999.

RIBEIRO, M.; FRAGUAS, E. H.; BRITO, K. I. C.; KIM, Y. J. *et al.* Bone autografts &



allografts placed simultaneously with dental implants in rabbits. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, São Paulo, SP, 46, n. 1, p. 142-147, 2018.

TYNDALL, D. A.; PRICE, J. B.; TETRADIS, S.; GANZ, S. D. et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, Chapel Hill, North Carolina, 113, n. 6, p. 817-826, 2012.

VIDOR, M. M.; LIEDKE, G. S.; VIZZOTTO, M. B.; DA SILVEIRA, H. L. et al. Imaging evaluating of the implant/bone interface—an in vitro radiographic study. **Dentomaxillofacial Radiology**, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, 46, n. 5, p. 20160296, 2017.

WANG, D.; KÜNZEL, A.; GOLUBOVIC, V.; MIHATOVIC, I. et al. Accuracy of peri-implant bone thickness and validity of assessing bone augmentation material using cone beam computed tomography. **Clinical Oral Investigations**, Dusseldorf, Germany, 17, p. 1601-1609, 2013.

YEPES, J. F.; AL-SABBAGH, M. Use of cone-beam computed tomography in early detection of implant failure. **Dental Clinics**, Lexington, Kentucky, 59, n. 1, p. 41-56, 2015.

ZHAO, R.; YANG, R.; COOPER, P. R.; KHURSHID, Z. et al. Bone grafts and substitutes in dentistry: A review of current trends and developments. **Molecules**, New Zealand, 26, n. 10, p. 3007, 2021.

## APÊNDICE A – Metodologia Detalhada da Pesquisa

### Descrição das amostras

A amostra foi composta por 40 blocos ósseos obtidos de costelas bovinas frescas que foram seccionadas com dimensões aproximadas de 4cm x 4cm x 2cm (PINHEIRO; GAIA; DE SALES; UMETSUBO *et al.*, 2015; VIDOR; LIEDKE; VIZZOTTO; DA SILVEIRA *et al.*, 2017), foram incluídos os blocos ósseos de tamanho, espessura suficientes para a preparação do sítio para implantes e foram excluídos os que não apresentaram densidade óssea adequada visualizadas por exame radiográfico.

### Instalação dos implantes de titânio

Inicialmente foi utilizada broca trefina Ø 8 mm (WF Cirúrgicos; São Paulo; Brasil) até a profundidade de 5mm e dessa maneira, foi criada uma lacuna de 2 mm entre o implante e o bloco de osso em todas as suas faces. Com o auxílio de guia cirúrgico confeccionado em resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Classico Ltda.; São Paulo; Brasil) para padronização das instalações dos implantes na região central dos blocos de costela bovina, vinte parafusos de implantes de titânio (Neodent® Acqua™; Neodent, São Paulo; Brasil) de dimensões 3,5mm de diâmetro x 10mm de comprimento foram inseridos por um especialista em implantodontia. As perfurações para a instalação dos implantes de titânio foram feitas até a fresa de diâmetro 3,5mm e profundidade 10,0mm utilizando motor de implante (NSK Surgic Pro®; NSK America Latina Ltda; Joinville; Brasil) e contra ângulo cirúrgico (Ti-Max X-SG20L; NSK America Latina Ltda; Joinville; Brasil). As fresas utilizadas durante a perfuração foram do Kit case (Neodent®, Zirconia Implant Compact Surgical Kit Case, Neodent, Curitiba; Brazil). Foram utilizadas as fresas Inicial e Ø 2.0 a 1.200 R.P.M. para perfuração inicial e em sequência as fresas Ø 2.8/3.5 e Ø 3.5 até a profundidade de 10mm para instalação do implante.

### Instalação dos implantes de zircônia

Inicialmente foi utilizada broca trefina Ø 8 (WF Cirúrgicos; São Paulo; Brasil) até a profundidade de 5mm e dessa maneira, foi criada uma lacuna de 2 mm entre o

implante e o bloco de osso em todas as suas faces. Com o auxílio de guia cirúrgico confeccionado em resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Classico Ltda.; São Paulo; Brasil) para padronização das instalações dos implantes na região central dos blocos de costela bovina, vinte parafusos de implantes de zircônia (Neodent® Ceramic Implant System™; Neodent, São Paulo; Brasil) de dimensões 3,75mm de diâmetro x 10mm de comprimento foram inseridos por um especialista em implantodontia. As perfurações para a instalação dos implantes de zircônia foram feitas até a fresa de diâmetro 3,75mm e profundidade 10,0mm utilizando motor de implante (NSK Surgic Pro®; NSK America Latina Ltda; Joinville; Brasil) e contra ângulo cirúrgico (Ti-Max X-SG20L; NSK America Latina Ltda; Joinville; Brasil). As fresas utilizadas durante a perfuração foram do Kit case (Neodent®, Zirconia Implant Compact Surgical Kit Case, Neodent, Curitiba; Brasil). Foram utilizadas as fresas Inicial e Ø 2.0 a 1.200 R.P.M. para perfuração inicial e em sequência as fresas Ø 3,5 curto, Ø 3.75 curto Ø 3,75 Countersink e Ø3,75 Macho de rosca até a profundidade de 10mm para instalação do implante.

### **Alocação das amostras**

Os blocos ósseos preparados foram alocados individualmente em recipientes plásticos com 5cm de diâmetro, fixados com cera utilidade (Lysanda® Lysanda Produtos Odontológicos; São Paulo; Brasil) na superfície inferior do recipiente. Foi preparada gelatina balística com 48 g de gelatina incolor (Royal, Mondelez Brasil LTDA, São Paulo - SP, Brasil), 200 ml de glicerina bidestilada (Razzo, USP, São Paulo - SP, Brasil) e 500 ml de água (NASCIMENTO; FONTENELE; LOPES; SANTAELLA *et al.*, 2021). O material recobriu todos os corpos de prova afim de simular o tecido mole. Os blocos de osso com os implantes instalados e envoltos pela gelatina balística foram mantidos refrigerados até o momento da aquisição das imagens.

### **Aquisição das imagens**

Para a aquisição das imagens foi utilizado o tomógrafo OP300 (Instrumentarium, Tuusula, Finlândia). Os corpos de prova foram posicionados no aparelho de TCFC com o auxílio de uma plataforma de poliestireno com demarcações em caneta permanente, para permitir a padronização do posicionamento durante todas as aquisições. Adicionalmente, foram utilizadas as luzes de referência para

padronização de posição dentro do campo de visão, de maneira que o corpo de prova esteve no centro deste. Para cada corpo de prova, as imagens de TCFC foram adquiridas variando-se os parâmetros de corrente do tubo (miliamperagem – mA).

Foram adquiridas imagens dos grupos de implantes de titânio e de zircônia, com lacunas totalmente preenchidas com enxerto ósseo (n=20) e com lacunas com enxerto ósseo removido até a terceira espira do implante (n=20), utilizando protocolo de aquisição de imagens de TCFC com kilovoltagem 90kV, campo de visão 6x4, voxel de 0,133mm e com 03 miliamperagens diferentes(4, 6,3 e 10 mA), totalizando 120 volumes.

### **Avaliação das imagens**

Após a aquisição das imagens, estas foram exportadas do software de aquisição no formato DICOM e armazenadas em dispositivos de memória externa e distribuídas para 5 os avaliadores especialistas em radiologia odontológica e imaginologia, com pelo menos 5 anos de experiência com avaliação de imagens de TCFC. Previamente a avaliação das imagens, foi realizada uma sessão de calibração e treinamento com os avaliadores para explicar a condição a ser avaliada (i.e., perda do enxerto ósseo peri-implantar). Para a avaliação, os avaliadores foram instruídos a realizarem em ambiente calmo e com iluminação reduzida, próprio para a avaliação de imagens de TCFC, utilizando monitor de alta performance e usando o programa OnDemand 3D (Cybermed, Irvine, CA, EUA). Para cada um dos exames, os avaliadores teve que atribuir um escore para a presença da perda do enxerto de acordo com uma escala de 5 pontos, descrita como: 1 – certamente sem perda do enxerto; 2 – provavelmente sem perda do enxerto; 3 – incerto; 4 – provavelmente com perda do enxerto; e 5 – certamente com perda do enxerto. Os avaliadores foram instruídos a avaliar 20 volumes de TCFC por semana, com intervalo de pelo menos um dia entre as avaliações, a fim de evitar fadiga visual e viés acerca de memorização das amostras.

Trinta dias após o término da avaliação das imagens, 25% da amostra foi reavaliada, sob as mesmas condições, para verificação da reprodutibilidade do método.

### **Análise Estatística**

Os dados obtidos foram analisados utilizando o software SPSS 25.0 (IBM® SPSS, Armonk, EUA) e o GraphPad Prism v8 (GraphPad, La Jolla, EUA).

A concordância intra e interexaminadores foi avaliada usando o teste Kappa ponderado.

A área sob a curva ROC (AUC) foi calculada considerando diferentes mA e tipos de implante, com a avaliação em uma escala de 5 pontos. Além disso, os valores de diagnóstico de acurácia, sensibilidade e especificidade foram calculados com dicotomização dos dados, considerando pontuações 1, 2 e 3 como ausência de deiscência do enxerto ósseo e 4 e 5 como presença de deiscência do enxerto ósseo. Esses valores também foram calculados considerando os diferentes mA e tipos de implante.

Os valores diagnósticos foram expressos como média e desvio padrão (entre os avaliadores) para cada condição e foram comparados usando a análise de variância de dois fatores (ANOVA Two-Way) com um nível de significância de 5%.

## ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Uso de Animais (CEUA)

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
 Universidade Federal de Alfenas - UNIFAL-MG  
 Lei nº 11.154, de 29 de julho de 2005

Comissão de Ética no Uso de Animais - CEUA/UNIFAL-MG

# Certificado

Certificamos que a proposta intitulada **Otimização de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico na avaliação de enxertos ósseos particulados sintéticos e bovinos em diferentes tipos de implantes imediatos**, registrada com o nº **0018/2022**, sob a responsabilidade de **Hugo Gaeta Araujo**, que envolve a produção, manutenção ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de **pesquisa científica**, com vigência de **01/08/2022 a 30/11/2023**, encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA-UNIFAL) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALFENAS.

Espécie/linhagem/raça	Total de animais	Total de machos	Total de fêmeas	Origem
Bovino / Não se aplica	0	0	0	Frigorífico

Alfenas, 24 de Maio de 2022

**Prof(a). Dr(a). Pollyanna Francielli de Oliveira**  
 Coordenador(a) do CEUA/UNIFAL - MG

Para verificar autenticidade acesse: <http://sistemas.unifal-mg.edu.br/app/ceua/autenticidadecertificado/> e digite a chave: 3641cc56e4bf17852287b1fdb47a1e1

## ANEXO B – Normas da Revista Clinical Oral Investigations

### Instructions for Authors

#### *Types of papers*

Papers may be submitted for the following sections:

Research Article

Reviews

Brief Report – with up to 2000 words and up to two figures and/or tables

Correspondence (Discussion paper)

Debate (Letter to the Editor)

Perspective (by Editor invitation only)

Perspective articles are focused articles on topics of interest to a broad audience, but are written from a personal viewpoint. They are intended to provide a forum to be more speculative than Reviews, but should remain balanced and are intended to cover timely and relevant topics. These articles are peer reviewed.

Limited to 1,500-3,000 words (excluding abstract, references and figure legends);

Unstructured abstract 200 words; 4 tables/figures; 60 references

It is the general policy of this journal not to accept case reports and pilot studies.

### **Title Page**

The title page should include:

The name(s) of the author(s)

A concise and informative title

The affiliation(s) and address(es) of the author(s)

The e-mail address, telephone and fax numbers of the corresponding author

### **Abstract**

Please provide a structured abstract of 150 to 250 words which should be divided into the following sections:

Objectives (stating the main purposes and research question)

Materials and Methods

Results

Conclusions

Clinical Relevance

These headings must appear in the abstract.

### **Keywords**

Please provide 4 to 6 keywords which can be used for indexing purposes.

## **Text**

### Text Formatting

Manuscripts should be submitted in Word.

Use a normal, plain font (e.g., 10-point Times Roman) for text.

Use italics for emphasis.

Use the automatic page numbering function to number the pages.

Do not use field functions.

Use tab stops or other commands for indents, not the space bar.

Use the table function, not spreadsheets, to make tables.

Use the equation editor or MathType for equations.

Save your file in docx format (Word 2007 or higher) or doc format (older Word versions). Manuscripts with mathematical content can also be submitted in LaTeX.

We recommend using Springer Nature's LaTeX template.

## **Headings**

Please use no more than three levels of displayed headings.

## **Abbreviations**

Abbreviations should be defined at first mention and used consistently thereafter.

## **Footnotes**

Footnotes can be used to give additional information, which may include the citation of a reference included in the reference list. They should not consist solely of a reference citation, 78 and they should never include the bibliographic details of a reference. They should also not contain any figures or tables. Footnotes to the text are numbered consecutively; those to tables should be indicated by superscript lower-case letters (or asterisks for significance values and other statistical data). Footnotes to the title or the authors of the article are not given reference symbols.

Always use footnotes instead of endnotes.

## **Acknowledgments**

Acknowledgments of people, grants, funds, etc. should be placed in a separate section on the title page. The names of funding organizations should be written in full.

## **References**

### *Citation*

Reference citations in the text should be identified by numbers in square brackets.



Some examples:

1. Negotiation research spans many disciplines [3].
2. This result was later contradicted by Becker and Seligman [5].
3. This effect has been widely studied [1-3,7].

#### *Reference list*

The list of references should only include works that are cited in the text and that have been published or accepted for publication. Personal communications and unpublished works should only be mentioned in the text.

The entries in the list should be numbered consecutively.

If available, please always include DOIs as full DOI links in your reference list (e.g. “<https://doi.org/abc>”).

#### *Journal article*

Gamelin FX, Baquet G, Berthoin S, Thevenet D, Nourry C, Nottin S, Bosquet L (2009) Effect of high intensity intermittent training on heart rate variability in prepubescent children. *Eur J Appl Physiol* 105:731-738.

<https://doi.org/10.1007/s00421-008-0955-8>

Ideally, the names of all authors should be provided, but the usage of “et al” in long author lists will also be accepted:

Smith J, Jones M Jr, Houghton L et al (1999) Future of health insurance. *N Engl J Med* 341:325–329

#### *Article by DOI*

Slifka MK, Whitton JL (2000) Clinical implications of dysregulated cytokine production. *J Mol Med*. <https://doi.org/10.1007/s001090000086>

#### *Book*

South J, Blass B (2001) *The future of modern genomics*. Blackwell, London

#### *Book chapter*

Brown B, Aaron M (2001) The politics of nature. In: Smith J (ed) *The rise of modern genomics*, 3rd edn. Wiley, New York, pp 230-257

#### *Online document*

Cartwright J (2007) Big stars have weather too. IOP Publishing PhysicsWeb. <http://physicsweb.org/articles/news/11/6/16/1>. Accessed 26 June 2007

#### *Dissertation*

Trent JW (1975) *Experimental acute renal failure*. Dissertation, University of California

Always use the standard abbreviation of a journal’s name according to the ISSN List

of Title Word Abbreviations, see ISSN.org LTWA 80

If you are unsure, please use the full journal title.

Authors preparing their manuscript in LaTeX can use the bibliography style file sn-basic.bst which is included in the Springer Nature Article Template.

### **Tables**

All tables are to be numbered using Arabic numerals.

Tables should always be cited in text in consecutive numerical order.

For each table, please supply a table caption (title) explaining the components of the table. Identify any previously published material by giving the original source in the form of a reference at the end of the table caption.

Footnotes to tables should be indicated by superscript lower-case letters (or asterisks for significance values and other statistical data) and included beneath the table body.

### **Artwork and Illustrations Guidelines**

#### *Electronic Figure Submission*

Supply all figures electronically.

Indicate what graphics program was used to create the artwork. For vector graphics, the preferred format is EPS; for halftones, please use TIFF format. MSOffice files are also acceptable.

Vector graphics containing fonts must have the fonts embedded in the files.

Name your figure files with "Fig" and the figure number, e.g., Fig1.eps.

#### *Line Art*

Definition: Black and white graphic with no shading.

Do not use faint lines and/or lettering and check that all lines and lettering within the figures are legible at final size.

All lines should be at least 0.1 mm (0.3 pt) wide.

Scanned line drawings and line drawings in bitmap format should have a minimum resolution of 1200 dpi.

Vector graphics containing fonts must have the fonts embedded in the files.

#### *Color Art*

Color art is free of charge for online publication.

If black and white will be shown in the print version, make sure that the main information will still be visible. Many colors are not distinguishable from one another when converted to black and white. A simple way to check this is to make a xerographic copy to see if the necessary distinctions between the different colors are still apparent.

If the figures will be printed in black and white, do not refer to color in the captions. Color illustrations should be submitted as RGB (8 bits per channel).

#### *Figure Lettering*

To add lettering, it is best to use Helvetica or Arial (sans serif fonts).

Keep lettering consistently sized throughout your final-sized artwork, usually about 2.3 mm (8–12 pt).

Variance of type size within an illustration should be minimal, e.g., do not use 8-pt type on an axis and 20-pt type for the axis label.

Avoid effects such as shading, outline letters, etc.

Do not include titles or captions within your illustrations.

#### *Figure Numbering*

All figures are to be numbered using Arabic numerals.

Figures should always be cited in text in consecutive numerical order.

Figure parts should be denoted by lowercase letters (a, b, c, etc.).

If an appendix appears in your article and it contains one or more figures, continue the consecutive numbering of the main text. Do not number the appendix figures, "A1, A2, A3, etc." Figures in online appendices [Supplementary Information (SI)] should, however, be numbered separately.

#### *Figure Captions*

Each figure should have a concise caption describing accurately what the figure depicts. Include the captions in the text file of the manuscript, not in the figure file. Figure captions begin with the term Fig. in bold type, followed by the figure number, also in bold type.

No punctuation is to be included after the number, nor is any punctuation to be placed at the end of the caption.

Identify all elements found in the figure in the figure caption; and use boxes, circles, etc., as coordinate points in graphs.

Identify previously published material by giving the original source in the form of a reference citation at the end of the figure caption.

#### *Figure Placement and Size*

Figures should be submitted within the body of the text. Only if the file size of the manuscript causes problems in uploading it, the large figures should be submitted separately from the text. When preparing your figures, size figures to fit in the column width.

For large-sized journals the figures should be 84 mm (for double-column text areas), or 174 mm (for single-column text areas) wide and not higher than 234 mm.

For small-sized journals, the figures should be 119 mm wide and not higher than 195 mm.

### **Permissions**

If you include figures that have already been published elsewhere, you must obtain permission from the copyright owner(s) for both the print and online format. Please be aware that some publishers do not grant electronic rights for free and that Springer will not be able to refund any costs that may have occurred to receive these permissions.

In such cases, material from other sources should be used. **Accessibility**

In order to give people of all abilities and disabilities access to the content of your figures, please make sure that All figures have descriptive captions (blind users could then use a text-to-speech software or a text-to-Braille hardware)

Patterns are used instead of or in addition to colors for conveying information (colorblind users would then be able to distinguish the visual elements)

Any figure lettering has a contrast ratio of at least 4.5:1

### **Supplementary Information (SI)**

Springer accepts electronic multimedia files (animations, movies, audio, etc.) and other supplementary files to be published online along with an article or a book chapter. This feature can add dimension to the author's article, as certain information cannot be printed or is more convenient in electronic form.

Before submitting research datasets as Supplementary Information, authors should read the journal's Research data policy. We encourage research data to be archived in data repositories wherever possible.

### **Submission**

Supply all supplementary material in standard file formats. Please include in each file the following information: article title, journal name, author names; affiliation and e-mail address of the corresponding author. To accommodate user downloads, please keep in mind that larger-sized files may require very long download times and that some users may experience other problems during downloading. High resolution (streamable quality) videos can be submitted up to a maximum of 25GB; low resolution videos should not be larger than 5GB.

*Audio, Video, and Animations*

Aspect ratio: 16:9 or 4:3

Maximum file size: 25 GB for high resolution files; 5 GB for low resolution files

Minimum video duration: 1 sec

Supported file formats: avi, wmv, mp4, mov, m2p, mp2, mpg, mpeg, flv, mxf, mts, m4v, 3gp *Text and Presentations*

Submit your material in PDF format; .doc or .ppt files are not suitable for long-term viability. A collection of figures may also be combined in a PDF file.

#### *Spreadsheets*

Spreadsheets should be submitted as .csv or .xlsx files (MS Excel).

#### *Specialized*

#### *Formats*

Specialized format such as .pdb (chemical), .wrl (VRML), .nb (Mathematica notebook), and .tex can also be supplied.

#### *Collecting Multiple Files*

It is possible to collect multiple files in a .zip or .gz file.

#### *Numbering*

If supplying any supplementary material, the text must make specific mention of the material as a citation, similar to that of figures and tables. Refer to the supplementary files as "Online Resource", e.g., "... as shown in the animation (Online Resource 3)", "... additional data are given in Online Resource 4". Name the files consecutively, e.g. "ESM\_3.mpg", "ESM\_4.pdf".

#### *Captions*

For each supplementary material, please supply a concise caption describing the content of the file.

#### *Processing of supplementary files*

Supplementary Information (SI) will be published as received from the author without any conversion, editing, or reformatting.

#### *Accessibility*

In order to give people of all abilities and disabilities access to the content of your supplementary files, please make sure that

The manuscript contains a descriptive caption for each supplementary material  
Video files do not contain anything that flashes more than three times per second (so that users prone to seizures caused by such effects are not put at risk).

#### **Clinical Trial Registration**

Clinical trials must be registered prior to submission of manuscripts. The registration

site must be publicly available in English.

### **Author contributions**

In absence of specific instructions and in research fields where it is possible to describe discrete efforts, the Publisher recommends authors to include contribution statements in the work that specifies the contribution of every author in order to promote transparency. These contributions should be listed at the separate title page.

### **Affiliation**

The primary affiliation for each author should be the institution where the majority of their work was done. If an author has subsequently moved, the current address may additionally be stated. Addresses will not be updated or changed after publication of the article.

### **Compliance with Ethical Standards**

To ensure objectivity and transparency in research and to ensure that accepted principles of ethical and professional conduct have been followed, authors should include information regarding sources of funding, potential conflicts of interest (financial or non-financial), informed consent if the research involved human participants, and a statement on welfare of animals if the research involved animals.

Authors should include the following statements (if applicable) in a separate section entitled “Compliance with Ethical Standards” when submitting a paper:

Disclosure of potential conflicts of interest

Research involving Human Participants and/or Animals

Informed consent

Please note that standards could vary slightly per journal dependent on their peer review policies (i.e. single or double blind peer review) as well as per journal subject discipline. Before submitting your article check the instructions following this section carefully.

The corresponding author should be prepared to collect documentation of compliance with ethical standards and send if requested during peer review or after publication.

The Editors reserve the right to reject manuscripts that do not comply with the above-mentioned guidelines. The author will be held responsible for false statements or failure to fulfill the above-mentioned guidelines.