

BERNARDO BARBOSA FREIRE

Detecção de defeitos ósseos peri-implantares em costelas bovinas na presença de implante-pilar de zircônia em imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato

São Paulo

2020

BERNARDO BARBOSA FREIRE

Detecção de defeitos ósseos peri-implantares em costelas bovinas na presença de implante-pilar de zircônia em imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato

Versão Corrigida

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

Orientador: Prof. Dr. Israel Chilvarquer

São Paulo

2020

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

Freire, Bernardo Barbosa.

Detecção de defeitos ósseos peri-implantares em costelas bovinas na presença de implante-pilar de zircônia em imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato / Bernardo Barbosa Freire; orientador Israel Chilvarquer -- São Paulo, 2020.

57 p. : tab., fig. ; 30 cm.

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

Versão corrigida

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Diagnóstico por imagem. 3. Periodontia. I. Chilvarquer, Israel. II. Título.

Freire BB. Detecção de defeitos ósseos peri-implantares em costelas bovinas na presença de implante-pilar de zircônia em imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 04/03/2020

Banca Examinadora

Profa. Dra. Marlene Fenyo

Instituição: FO-USP

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Jorge Hayek

Instituição: FO-USP

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Camilo Morea

Instituição: UNIBE- Externo

Julgamento: Aprovado

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pelo apoio incondicional ao longo de toda essa jornada, uma fase difícil, com muitas surpresas e mudanças, mas que com o suporte deles tudo se tornou possível. Muito obrigado por tudo!

A minha esposa Camilla, minha fonte de tranquilidade e minha maior incentivadora. Juntos passamos por todas as fases. Obrigado por sempre me apoiar, me entender e incentivar. Sem você nada disso teria razão.

Ao meu filho, Pedro Henrique, que nasceu durante a construção desta tese de doutorado e inverteu uma série de valores e significados em minha vida. Só tenho a agradecer por sua vida e sua saúde.

Ao Professor Doutor Israel Chilvarquer pelos ensinamentos, exemplos, gentileza, carinho, cuidado e paciência por me orientar dentro e fora do mundo da Radiologia. Serei eternamente grato por tudo!

À Doutora Lilian Chilvarquer pela atenção e demonstração de carinho durante todo o percurso deste doutoramento.

Aos colegas da pós-graduação que sempre estiveram presentes, ajudando e incentivando uns aos outros, pelos bons momentos que tivemos e que lembrarei sempre com carinho.

À secretária do departamento Cidinha, por estar sempre disposta a ajudar, conversar, lembrar dos prazos e afazeres e o que mais for preciso. Agradeço muito por tudo!

À todos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, sempre irei lembrar com muito carinho desta grandiosa instituição.

RESUMO

Freire BB. Detecção de defeitos ósseos peri-implantares em costelas bovinas na presença de implante-pilar de zircônia em imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida

O tratamento reabilitador por meio dos implantes dentários em pacientes completamente ou parcialmente desdentados tem sido utilizado em larga escala pela classe odontológica, adquirindo grande credibilidade por sua alta previsibilidade e satisfatório índice de sucesso. A evolução constante dos materiais dentários possibilitou a confecção de implantes feitos de zircônia, que tem sido indicado para reabilitações em áreas estéticas. O presente estudo comparou a detecção dos defeitos ósseos peri-implantares de deiscência e fenestração em costelas de bovinos implantadas com implante-pilar de zircônia por meio de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato. A amostra foi composta por 60 fragmentos de costela de bovinos, que totalizaram 120 imagens de TCFC. As imagens adquiridas foram randomizadas e disponibilizadas para a avaliação de maneira independente por três Especialistas em Radiologia Odontológica. Após 30 dias, 40% da amostra foi reavaliada afim de verificar a concordância intraexaminador. A análise de variância unidirecional (ANOVA) foi usada para comparar os resultados dos testes de diagnóstico. O nível de significância foi estabelecido em 5% ($\alpha = 0,05$). Não foram observados resultados significativos para os valores de diagnóstico ($p > 0,05$). O algoritmo de redução de artefato não melhorou os valores dos testes de diagnóstico peri-implantares em costelas de bovinos com implantes dentários de zircônia.

Palavras chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Diagnóstico por imagem. Periodontia.

ABSTRACT

Freire BB. Detection of periimplant bone defects in bovine ribs using one-piece zirconia implants in CBCT images with and without activation of the metal artifact reduction [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida

Rehabilitation treatment through dental implants in completely or partially edentulous patients has been widely used by the Dentists, gaining great credibility for its high predictability and satisfactory success rate. The constant evolution of dental materials has enabled the manufacture of implants made of zirconia, which have been indicated for rehabilitation in aesthetic areas. The present study aimed to compare the detection of peri-implant bone defects of dehiscence and fenestration in ribs of bovines implanted with zirconia implant-abutment by cone beam computed tomography (CBCT) images with and without metal artifact reduction (MAR). The sample consisted of 60 bovine rib fragments, totaling 120 CBCT images. The acquired images were randomized and made available for evaluation independently by three DentoMaxilloFacial Radiologists. After 30 days, 40% of the sample was reassessed to verify intra-examiner agreement. One-way analysis of variance (ANOVA) was used to compare the results of diagnostic tests. The significance level was set at 5% ($\alpha = 0.05$). No significant results were observed for the diagnostic values ($p > 0.05$). The metal artifact reduction did not improve the values of peri-implant diagnostic tests in ribs of bovines implanted with zirconia implant-abutment.

Keywords: Cone beam computed tomography. Diagnostic imaging. Periodontics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 4.1 - Implantes dentários de zircônia com 4.1mm de largura x 10mm de altura, do modelo *Pure Ceramic* da marca Straumann® (Basel, Switzerland) 34
- Figura 4.2 - Exemplo de fragmento de costela bovino preparado para indução de defeito ósseo de fenestração com iluminação LED demonstrando transluminação da cortical óssea adjacente 35
- Figura 4.3 - Indução de defeitos ósseos peri-implantares de deiscência (A) e fenestração (B) em implantes dentários de zircônia instalados em costelas de bovinos 35
- Figura 4.4 - Exemplo de amostra usada no estudo, grupo controle (A), com defeito ósseo peri-implantar de deiscência (B) e fenestração (C) 36
- Figura 4.5 - Amostra preparada no interior de um recipiente de plástico preenchido com água e posicionado na plataforma de nivelamento com o auxílio das guias luminosas do equipamento de TCFC 37
- Figura 4.6 - Imagens de TCFC dos fragmentos de costela bovina com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato: grupo controle (A e B), deiscência óssea (C e D) e fenestração óssea (E e F)..... 38

LISTA DE TABELAS

- Tabela 5.1 - Valores Kappa - Média (min - max) relacionada à concordância inter e intra-examinador na detecção de deiscência e fenestração com a redução de artefato de metal (MAR) desativada e ativada 41
- Tabela 5.2 - Área sob a curva ROC para cada examinador na detecção de deiscência e fenestração com a redução de artefato de metal (MAR), desativado e ativado 42
- Tabela 5.3 - Os testes de diagnóstico avaliam (%) sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo (VPP) e valor preditivo negativo (VPN) para deiscência e fenestração com a redução de artefato de metal desativada e ativada 43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm	Centímetro
FOV	<i>Field of view</i>
kVp	Kilovoltagem pico
LED	<i>Light-emitting diode</i>
MAR	<i>Metal artifact reduction</i>
mA	<i>Miliampère</i>
mm	Milímetro
MPR	Reconstruções multi-planares
ROC	<i>Receiver operating characteristic</i>
S	Segundos
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCFL	Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque
VOXEL	<i>Volume elements</i>
VPN	Valor preditivo negativo
VPP	Valor preditivo positivo
Z	Número atômico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	OSTEOINTEGRAÇÃO E PROPRIEDADES DOS IMPLANTES.....	21
2.2	AVALIAÇÃO DE IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS POR EXAMES DE IMAGEM.....	23
2.3	ARTEFATOS NA IMAGEM E DEFEITOS ÓSSEOS PERI-IMPLANTARES.....	25
3	PROPOSIÇÃO	31
4	MATERIAL E MÉTODOS	33
4.1	CASUÍSTICA.....	33
4.2	INSTALAÇÃO DOS IMPLANTES DENTÁRIOS.....	34
4.3	INDUÇÃO DO DEFEITO ÓSSEO	36
4.4	OBTENÇÃO DAS IMAGENS.....	36
4.5	ANÁLISE DAS IMAGENS	39
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	39
5	RESULTADOS	41
6	DISCUSSÃO	45
7	CONCLUSÃO	51
	REFERÊNCIAS	53
	ANEXO	57

1 INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador por meio dos implantes dentários em pacientes completamente ou parcialmente desdentados tem sido utilizado em larga escala pela classe odontológica, este fato deve-se ao aumento do conhecimento técnico e científico na especialidade da implantodontia. Atualmente, os implantes de titânio são mais amplamente usados devido à sua excelente biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e acompanhamento ao longo prazo no sucesso clínico (Adell et al., 1981). Embora o titânio seja um material popular, este apresenta desvantagem em relação à sua coloração acinzentada, que pode escurecer o tecido gengival em biotipos consideravelmente finos (Heydecke et al., 1999). Além disso, outra desvantagem em relação aos implantes dentários de titânio, estão relacionados a reação galvânica, que é um processo eletroquímico que pode ocorrer após o corpo do implante entrar em contato com saliva e flúor. Em consequência disso, a resposta inflamatória pode acarretar em reabsorção do osso alveolar (Sterner et al., 2004).

A evolução do conhecimento em materiais dentários associado ao desenvolvimento tecnológico, possibilitou o desenvolvimento de implantes dentários feitos de zircônia. Esses mostraram-se adequados para o tratamento reabilitador, cumprindo exigências relacionadas a biocompatibilidade, propriedades mecânicas e estéticas, pelo fato de sua coloração ser branca (Depprich et al., 2008).

O posicionamento incorreto de implantes dentários pode levar à ocorrência de complicações como a deiscência e a fenestração peri-implantar. A primeira é determinada quando o implante apresenta-se descoberto desde sua porção cervical; enquanto que a segunda caracteriza-se pela ausência de osso em parte do implante cuja porção cervical apresenta cobertura óssea (Lang et al., 2003).

O diagnóstico precoce dos defeitos ósseos, na cortical vestibular e/ou lingual da região anterior da maxila e mandíbula é de importância ímpar para a manutenção da função e estética do tratamento reabilitador por meio de implantes dentários. As técnicas radiográficas intraorais possuem a desvantagem da representação bidimensional das estruturas radiografadas e desta forma, não são indicadas para a detecção dos defeitos ósseos peri-implantes (Angelopoulos;

Aghaloo, 2011). No intuito de suprir a desvantagem das técnicas bidimensionais, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) apresenta-se como modalidade indicada para visualização da região de interesse, sem sobreposição de estruturas, de forma tridimensional, conferindo detalhes, o que permite uma satisfatória avaliação da cortical óssea vestibular e lingual (Raes et al., 2013).

No entanto, a presença de artefatos na imagem de TCFC torna o diagnóstico por imagem um verdadeiro desafio. A severidade dos artefatos *beam-hardening* está diretamente relacionada com o número atômico do material metálico, seu tamanho, quantidade e localização (Schulze et al., 2011). Diante deste problema, alguns métodos foram introduzidos para correção de artefatos na imagem de TCFC, dentre eles algoritmos de redução de artefatos metálicos (*metal artefact reduction, MAR*).

Desta forma, o presente estudo visa comparar a detecção dos defeitos peri-implantares de deiscência e fenestração em costelas de bovinos implantadas com implante-pilar de zircônia por meio de imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 OSTEointegração E PROPRIEDADES DOS IMPLANTES

O início do conhecimento científico em implantodontia foi estabelecido por Per-Ingvar Branemark. Na década de 1950, Branemark em estudos sobre a microcirculação de coelhos, descobriu que a camada de óxido de titânio do implante se fundia ao tecido ósseo e que os dois não poderiam ser separados sem fratura. Dessa forma, surgiu o termo denominado “osteointegração”, que tornou-se um fenômeno de importância não apenas na odontologia, mas também nas ciências ortopédicas e de reabilitação.

A definição de osteointegração estabelece que um implante é considerado osteointegrado quando não há presença de mobilidade entre a superfície do implante e o tecido ósseo, quando na presença de carga. Embora a osteointegração inicialmente esteja relacionado com implantes metálicos com ligas de titânio, o conceito atual aplica-se a qualquer tipo de material biocompatível que tenha capacidade de se integrar ao osso irreversivelmente. Basicamente existem quatro tipos de materiais biocompatíveis: polímeros, metais, cerâmicas e biomateriais naturais.

Os implantes dentários de titânio se tornaram referência para a reabilitação em implantodontia devido sua excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas, como também seu baixo custo. Outro ponto importante que difundiu sua utilização foram os excelentes resultados obtidos por Adell (1981), a partir de 2768 implantes, de 371 pacientes que foram avaliados num estudo longitudinal com período de 15 anos. O índice de sucesso de osteointegração verificado na maxila foi de 81% e de 91% na mandíbula. Nesse mesmo trabalho, verificou-se uma perda óssea de 1,2 mm no primeiro ano de função, com perda de 0,1 mm a cada ano subsequente. Os autores relacionaram o sucesso com a qualidade do procedimento cirúrgico e da reabilitação protética, estabelecendo protocolos e critérios de controle bem definidos, e ressaltaram a importância de um íntimo contato entre o osso e o implante para que ocorra a osteointegração.

Materiais cerâmicos para implantes dentários tem sido investigado e usado clinicamente acerca de 40 a 50 anos. O professor suíço Sandhaus (1987) é conhecido como um dos precursores por utilizar implantes dentários contendo propriedades de óxido de alumínio. No geral, as taxas de longevidade dos implantes de óxido de alumínio são inferiores do que as apresentadas pelos implantes de titânio (Lang et al., 2004). Atualmente, um material cerâmico com altas propriedades mecânicas tem sido utilizado para fabricação de implantes: a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (ZTP-Y). Comparado ao óxido de alumínio, o TZP-Y apresenta uma maior resistência a flexão e a fratura e um menor módulo de elasticidade.

O implante de zircônia possui cor semelhante à cor natural dos dentes, característica essencial em áreas estéticas, pois permite a transmissão de luz na interface entre o tecido gengival marginal e os componentes protéticos (Andreiotelli et al., 2009). Além disso, de acordo com o estudo de Stadlinger (2010), a zircônia demonstra ser biocompatível, provocando menor reação tecidual do que outros materiais, como o titânio.

Çaglar et al. (2011), investigaram as tensões apresentadas por implantes em três situações clínicas: implantes de titânio com pilar de titânio, implantes de titânio com pilar de zircônia e implantes de zircônia de corpo único. Os resultados mostraram que os implantes de zircônia de corpo único apresentaram as menores tensões, exceto quando submetidos a cargas oblíquas.

Nos últimos anos, foram inseridas no mercado diferentes gerações de implantes de zircônia, com diâmetros, designs, propriedades físicas e superfícies variadas. Por um lado, esses avanços foram promissores e tornaram os implantes de zircônia uma alternativa confiável, com taxas de longevidade de mais de 96% por um período de investigação de 5 anos (Grassi et al., 2015).

Por outro lado, torna-se difícil a interpretação de dados científicos que abordam esses implantes dentários sem considerar suas diferentes características e propriedades.

2.2 AVALIAÇÃO DE IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS POR EXAMES DE IMAGEM

Os exames de imagem contribuem com informações em cada fase do tratamento, incluindo o diagnóstico pré-operatório, o plano de tratamento, durante o procedimento cirúrgico e a avaliação pós-operatória do implante, a restauração protética e a fase de manutenção em longo prazo. A técnica radiográfica periapical segundo a técnica do paralelismo representa a primeira escolha na preservação pós-operatória em implantodontia, pois permitem uma boa visualização da região mesial/distal do implante, podendo ser observado área radiolúcidas peri-implantares que podem sugerir a mobilidade do implante dentário. Durante o controle radiográfico, a radiografia deve ser executada com angulação ortorrádial ao longo eixo do implante e o clínico deve atentar-se para minimizar diferenças na angulação vertical e horizontal entre os exames radiográficos de épocas diferentes, uma vez que radiografias periapicais obtidas com diferentes angulações estarão susceptíveis a distorções de forma e tamanho que impossibilitariam a comparação entre os exames (Strid, 1985).

Com o passar dos anos, a imagem analógica cedeu espaço para a imagem digital, advento que revolucionou a radiologia. Eliminando a necessidade do processamento químico e do descarte da lâmina de chumbo, tornando a prática radiográfica mais sustentável. No âmbito da radioproteção, os receptores de imagem digitais requerem menor dose de radiação do que o filme radiográfico convencional, reduzindo assim a exposição do paciente. Além disso, a obtenção de uma imagem digital proporciona benefícios como a utilização de ferramentas de pós-processamento de imagem, como a alteração nos valores de brilho, contraste, seleção de filtros de nitidez e suavização, a subtração radiográfica, a realização de mensurações lineares e angulares, aplicação de zoom na imagem e a capacidade de armazenamento do arquivo digital (Haiter Neto; Melo, 2010).

Embora a radiografia periapical possua maior detalhe do que a radiografia panorâmica, esta apresenta-se oferecendo uma ampla visualização dos maxilares e estruturas anatômicas adjacentes, o que torna esta técnica de imagem atrativa popularmente na avaliação do rebordo alveolar, soalho do seio maxilar, cavidade nasal, canal da mandíbula e forame mentoniano. No entanto, a utilização desta modalidade para o planejamento pré-operatório definitivo não deve ser recomendada. A imagem panorâmica apresenta magnificações variáveis que variam de acordo com equipamento, região e o posicionamento do paciente.

Desta forma, mensurações lineares tendem ser estimativas de baixa precisão, o que não garante um adequado planejamento pré-operatório (Tyndall et al., 2012).

Advento de imagem desenvolvido pelo engenheiro Godfrey Newbold Hounsfield e o físico Allan McLeod Cormack, a tomografia computadorizada (TC) permite a visualização tridimensional de estruturas, livre de sobreposição por meio de imagens seccionais. Existem duas modalidades bem diferenciadas pela forma geométrica do feixe de radiação X empregado: 1) TC de feixe em leque ou *fan beam*; 2) TC de feixe cônico ou *cone beam*, com maior aplicação em Odontologia após o desenvolvimento dos primeiros equipamentos odontológicos no final do século XX. As diferenças no formato do feixe nessas modalidades determinam importantes particularidades pertinentes ao princípio de aquisição das imagens. Na TC de feixe em leque (TCFL), a união de cortes axiais sequenciais, adquiridos em espessura previamente determinada, são reformatados pelo computador ou *workstation* de aquisição nas reconstruções multiplanares (MPR) coronais e sagitais. De outra forma, a aquisição das imagens na TC de feixe cônico (TCFC) é volumétrica, isto é, todo o volume é primeiramente adquirido pelo computador, que posteriormente realiza a reformatação em MPR. A aquisição do volume ocorre a partir da união de múltiplas imagens bidimensionais (imagens base ou *frames*), adquiridas em diferentes graus de rotação do conjunto fonte de radiação–detector de imagem (Pauwels et al., 2015).

Tanto a TCFL quanto a TCFC são exames utilizados no planejamento pré-operatório, por fornecer informações precisas a respeito da dimensão vertical, morfologia, inclinação e em relação a qualidade óssea. Essas modalidades de imagem tridimensional não são comumente utilizadas como exames de rotina pós-operatória de implantes dentários, devido à interferência de artefatos na imagem e a relativa maior dose de radiação (Jaju; Jaju, 2015). No entanto, em casos específicos aonde há a presença de mobilidade e suspeita-se de defeitos ósseos peri-implantes ou constata-se a presença de distúrbios neurosensoriais, o exame de TC pode ser usado para o diagnóstico e o planejamento da recuperação do implante dentário.

2.3 ARTEFATOS NA IMAGEM E DEFEITOS ÓSSEOS PERI-IMPLANTARES

O termo artefato é utilizado para definir estruturas visualizadas na imagem reconstruída que não está presente no objeto sob investigação. Existe uma série de fontes produtoras de artefatos de imagem em TC, dentre as quais se destacam os objetos metálicos. Sabe-se que, ao atravessar um objeto de alta densidade física e alto número atômico (ex.: metais e ligas leves como o titânio), o feixe de radiação X polienergético adquire energia média maior. Esse feixe de maior energia é registrado pelo detector de imagem ocasionando erros de leitura na imagem. Esse mecanismo, denominado de fenômeno de endurecimento do feixe (do inglês, *beam-hardening*) é uma das fontes mais proeminentes de artefatos. A severidade dos artefatos *beam-hardening* está diretamente relacionada com o número atômico do material metálico, seu tamanho, quantidade e localização (Schulze et al., 2011).

Os tipos de artefatos mais associados ao *beam-hardening* são o *cupping*, *streaks*, *dark bands* e *extinction artefacts*. O *cupping* é caracterizado pelos raios X que atravessam a porção central de um objeto cilíndrico e são uniformemente mais filtrados (endurecidos) do que aqueles que passam pela periferia do objeto. O perfil de atenuação resultante difere do ideal que seria obtido sem o endurecimento do feixe. No entanto, o *cupping* não ocasiona interferências proeminentes na qualidade da imagem e por isso, não é alvo de estudos de tarefa de diagnóstico.

Os *streaks* e *dark bands* são caracterizados por estrias hiperdensas ou bandas hipodensas que são causados devido aos erros de leitura na imagem decorrente a diferença do perfil de atenuação quando na presença de materiais de alta densidade. Esses artefatos originam-se no material de alta densidade e podem se projetar por todo campo de visão influenciando a escala de cinza em áreas adjacentes ao material altamente atenuante. Dessa forma, podendo prejudicar a tarefa de diagnóstico de observadores.

O *extinction artefact* é caracterizado pela atenuação total ou quase total dos raios X quando atravessam um material de alta densidade, normalmente estão relacionados a ligas de ouro. Mas também, estão relacionados com a quantidade e localização dos objetos metálicos no campo de visão. Comumente, materiais de alta densidade localizados justapostos podem ocasionar nesse perfil de atenuação total resultando em erros de leitura da imagem, que irão se apresentar como uma faixa hipodensa que prejudica a qualidade da imagem e pode interferir em tarefas de diagnóstico.

Diante deste problema, alguns métodos foram introduzidos para correção de artefatos na imagem de TCFC, dentre eles algoritmos de redução de artefatos metálicos (*metal artefact reduction, MAR*). A filtragem adaptativa reduz o conteúdo de ruído e suaviza *streak artefacts* e *dark bands*, sendo utilizada opcionalmente por equipamentos de TCFC como pós-processamento das imagens (Meilinger et al., 2011).

O diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares sempre foi alvo de estudo em literatura científica. Kamburoglu et al. (2013) em estudo pioneiro investigaram a acurácia das imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato na detecção de defeitos ósseos periodontais e peri-implantes. Foram usados na avaliação 38 dentes presentes em mandíbulas secas e instalados 42 implantes dentários de titânio em mandíbulas edêntulas secas. Os defeitos periodontais e peri-implantares foram simulados com auxílio de broca. As imagens foram adquiridas no equipamento Planmeca ProMax® 3D Max (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) com campo de visão de 11 x 7.5 cm e voxel de 0.2 mm. Diferentes graus de ativação do MAR foram utilizados: baixo, médio e alto. Os autores não encontraram resultados com valores de diagnóstico significativos para as amostras com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato.

De-Azevedo-Vaz et al. (2013) avaliaram a acurácia da TCFC no diagnóstico de deiscência e fenestração comparando dois diferentes tamanhos de voxel. Foram instalados cem implantes de titânio com dimensão de 3.75 x 11 mm em costelas bovinas. Os defeitos ósseos peri-implantares foram simulados por meio de brocas esféricas. As imagens adquiridas foram no equipamento de TCFC i-CAT Next Generation® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) usando voxel de 0.2 mm e 0.12 mm. Foram encontrados melhores resultados no protocolo de aquisição com voxel de 0.2 mm e 360° de rotação, no entanto sem diferença significativa com o outro protocolo de menor voxel.

Kolsuz et al. (2015) também investigou a influência de diferentes tamanhos de campo de visão e de voxel em dois diferentes equipamentos de TCFC. O estudo utilizou doze crânios secos para simulação dos defeitos ósseos peri-implantares com auxílio de broca. As imagens foram obtidas com equipamentos de TCFC da 3D Accuitomo 170 (3D Accuitomo; J Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) e da Planmeca Promax 3D CBCT (Planmeca, Promax 3D max, Helsinki, Finland). Foram usados os protocolos de aquisição, Planmeca 3D Promax, 5 x 5.5 cm FOV (voxel 0.10 mm), 5 x

5.5 cm FOV (voxel 0.15 mm); 10 × 5.5 cm FOV (voxel 0.20 mm); 3D Accuitomo 170, 4 × 4 cm FOV (voxel 0.08 mm); 6 × 6 cm FOV (voxel 0.125 mm) e 8 × 8 cm FOV (voxel 0.16 mm). Os resultados observados foram de maior valor de diagnóstico para fenestração peri-implantar comparado a deiscência óssea. Um tamanho de voxel de 0,150mm foi identificado como o ponto de corte para a detecção geral de defeitos periodontais.

Grande parte dos estudos de diagnóstico realizado para deiscência e fenestração foram realizados com implantes de titânio. No entanto, verifica-se que probabilidade de que um fóton de raios-x seja absorvido varia diretamente com a terceira potência do número atômico do objeto (White; Pharoah, 2015). Portanto, o maior número atômico da zircônia ($Z=40$) comparado com o do titânio ($Z=22$), proporcionalmente neste material há maior absorção de fótons de raios-x e por sua vez, maior formação de artefatos na imagem.

Segundo Sancho-Puchades et al. (2015), em estudo que avaliou a intensidade de artefatos nas imagens de TCFC em torno dos implante-pilar constituídos de titânio, titânio-zircônia e zircônia puro, utilizando vinte modelos de mandíbula humana, cada um contendo um implante a região de alveólo dentário, com implantes dentários de diferentes dimensões, variando entre 3.3 a 4.5 mm. Foram observados a média dos valores de desvio padrão dos tons de cinza nas áreas circunjacente aos implantes dentários. Foi observado uma diferença significativa nos valores dos tons de cinza entre os implantês zircônia puro e os implantes de titânio e titânio-zircônia. Os autores concluíram que na presença de implantes de zircônia pura existe uma expressão três vezes maior de artefato do que quando na presença dos outros implantes.

De-Azevedo-Vaz et al. (2016) em estudo pioneiro avaliou a utilização do algoritmo de redução de artefato na detecção de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio. Foram instalados cem implantes de titânio com dimensão de 3.75x11mm em costelas bovinas. Os defeitos ósseos peri-implantares foram simulados por meio de brocas esféricas. As imagens foram adquiridas no equipamento de TCFC Picasso Trio (E-Woo Technology, Giheung-gu, Korea) em dois protocolos de aquisição diferentes, usando voxel 0.2 mm e 0.3mm com campo de visão de 8 x 8 cm. Os resultados obtidos não demonstraram melhora significativa na detecção dos defeitos peri-implantes com a ativação do MAR.

Bagis et al. (2018) interessantemente avaliaram a detecção de defeitos ósseos peri-implantares induzidos por broca, combinação entre broca e químicos e somente uso químicos por meio de imagens de TCFC. Sete crânios secos foram usados para instalação de dos implantes dentários. As imagens foram adquiridas no equipamento 3D Accuitomo (3D Accuitomo; J Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) usando três diferentes campos de visão (4 x 4 cm; 6 x 6 cm; 8 x 8 cm) e quatro diferentes protocolos de resolução (*standard*, *high-definition*, *high-fidelity* e *low-dose*). Os autores recomendam que a indução dos defeitos ósseos peri-implantares seja realizado por auxílio de broca ou a combinação entre broca e químicos, além disso a utilização de voxel inferior a 0.16 mm para detecção dos defeitos ósseos.

Hilgenfeld et al. (2018) utilizaram três diferentes modalidades de imagem, radiografia periapical, TCFC e ressonância magnética para comparar a detecção e classificação de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de zircônia. Foram instalados 48 implantes de zircônia em costelas bovinas. As imagens adquiridas foram analisadas por quatro observadores que não conheciam a natureza dos defeitos ósseos. Os autores obtiveram resultados superiores para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares por meio das imagens de TCFC. Mas ressaltaram, que a ressonância magnética é uma modalidade promissora para avaliação de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de zircônia no futuro.

Sheikhi et al. (2019) investigaram a eficácia do algoritmo de redução de artefato no diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares por meio de imagens de TCFC. Foram instalados 32 implantes dentários de titânio em costelas bovinas. As imagens foram adquiridas com o equipamento de TCFC Galileos (Sirona Dental System Inc; Bensheim, Germany) com campo de visão de 15 x 15 cm e voxel de 0.288 mm. Dois especialistas em radiologia oral e maxilofacial com pelo menos 2 anos de experiência

avaliaram todas imagens. A partir dos resultados obtidos, os autores concluíram que o MAR não aumentou os valores de diagnóstico de deiscência e fenestração ao redor de implantes de titânio.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta neste estudo é comparar a detecção de deiscência e fenestração óssea em costelas de bovinos implantadas com implante-pilar de zircônia por meio de imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 CASUÍSTICA

Este estudo foi analisado e considerado isento de análise da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) – Número do Protocolo 022/2018 (Anexo A).

Este estudo foi desenvolvido no Departamento de Diagnóstico Bucal da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, Brasil. As aquisições das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico foram realizadas no equipamento de tomografia Cranex 3D (Soredex, Tuusula, Finland). A ferramenta do algoritmo de redução de artefato metálico utilizada é disponibilizada pelo próprio equipamento Cranex 3D como opção durante a aquisição das imagens.

Para o desenvolvimento dessa pesquisa, foram utilizadas costelas de bovinos obtidas a partir de doação de um frigorífico com registro na ANVISA. As costelas bovinas foram fragmentadas por meio da utilização de uma serra em fita. Os fragmentos de costelas de bovinos foram utilizados como suporte ósseo para a instalação de implantes dentários e desenvolvimento da pesquisa científica, como uma alternativa de substituição da mandíbula humana seca.

A amostra é composta por imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico de 60 fragmentos de costela de bovino, aonde foram instalados implantes dentários de conexão integrada constituídos de zircônia com 4.1mm de largura x 10mm de altura, do modelo Pure Ceramic da marca comercial Straumann® (Basel, Switzerland) (Figura 4.1).

Foram incluídas na amostra, fragmentos de costelas de bovinos frescas com bom estado de conservação, que apresentem espessura óssea maior do que 5.5mm e altura óssea maior do que 11mm. Fragmentos de costelas de bovino que se apresentarem com extensa irregularidade na superfície óssea, rompimento de corticais ósseas e dimensões (altura x largura x espessura) insuficientes para a adequada instalação dos implantes dentários foram excluídos do estudo. Os fragmentos de costelas de bovinos foram armazenados em um recipiente contendo água para manterem-se hidratadas.

Figura 4.1 – Implantes dentários de zircônia com 4.1mm de largura x 10mm de altura, do modelo *Pure Ceramic* da marca Straumann® (Basel, Switzerland)

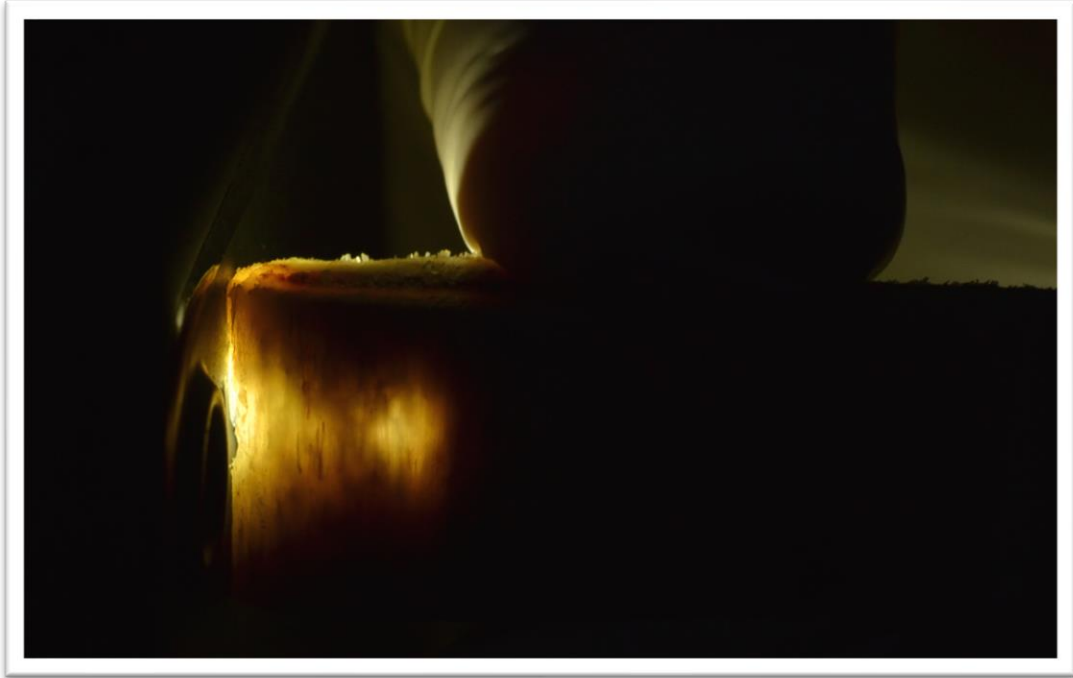


Fonte: o autor.

4.2 INSTALAÇÃO DOS IMPLANTES DENTÁRIOS

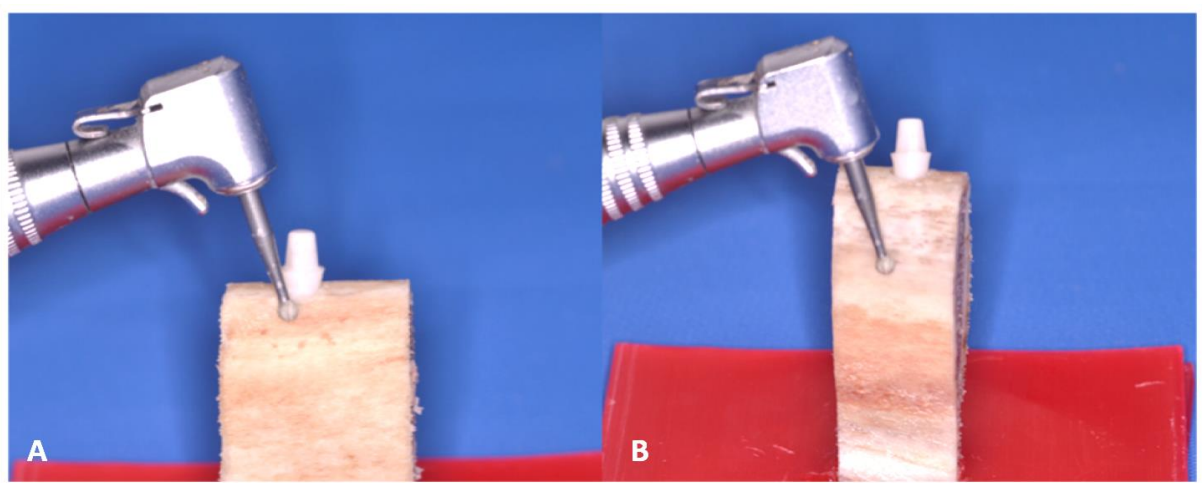
Todos implantes dentários foram instalados nas costelas bovinas a partir do mesmo Implantodontista, que utilizou o kit cirúrgico da Straumann® (Basel, Switzerland). Foram utilizadas em sequência as brocas de diâmetro 2.2mm, 2.8mm 3.5mm e 4.2mm com motor e contra ângulo em redução de 20:1 e 45 N-cm. A catraca de toque foi utilizada como auxiliar na instalação dos implantes dentários. Foi recomendado ao Implantodontista que realizasse o procedimento levando em consideração a necessidade da proximidade entre o implante dentário e a cortical óssea para garantir o viés clínico das condições dos defeitos ósseos peri-implantares. A iluminação com luz LED (diodo emissor de luz) dos leitos cirúrgicos foi realizada para verificar a transluminação das corticais ósseas, o que indicava que o preparo estava em proximidade com a cortical óssea (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Exemplo de fragmento de costela bovino preparado para indução de defeito ósseo de fenestração com iluminação LED demonstrando transluminação da cortical óssea adjacente



Fonte: o autor.

Figura 4.3 – Indução de defeitos ósseos peri-implantares de deiscência (A) e fenestração (B) em implantes dentários de zircônia instalados em costelas de bovinos

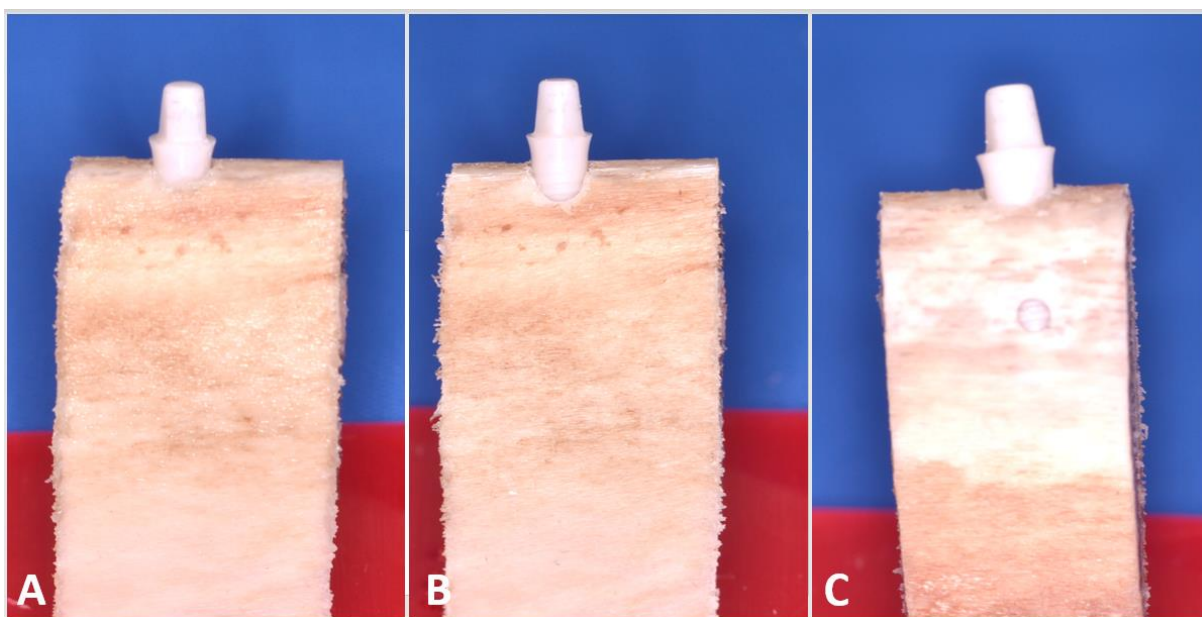


Fonte: o autor.

4.3 INDUÇÃO DO DEFEITO ÓSSEO

Os defeitos ósseos peri-implantares de deiscência e fenestração foram induzidos na cortical óssea adjacente ao implante dentário, posteriormente a sua instalação, a partir de uma broca esférica em baixa rotação (Figura 4.3). A deiscência foi induzida na margem óssea cervical do implante, com diâmetro de 2,5mm e apresenta forma semielíptica, já a fenestração foi induzida na região óssea adjacente ao terço apical do implante dentário, com diâmetro de 2,5mm e formato circular (De-Azevedo-Vaz et al., 2016) (Figura 4.4).

Figura 4.4 – Exemplo de amostra usada no estudo, grupo controle (A), com defeito ósseo peri-implantar de deiscência (B) e fenestração (C)



Fonte: o autor.

4.4 OBTENÇÃO DAS IMAGENS

Após a instalação dos implantes dentários nas costelas de bovinos, os fragmentos ósseos foram posicionados no equipamento de tomografia Cranex 3D (Soredex, Tuusula, Finland), sobre uma plataforma de nivelamento na altura adequada e padronizada com o auxílio das linhas guias luminosas do próprio

equipamento, de forma que toda região fosse situada no interior do campo de visão (FOV). Os fragmentos de costela de bovino foram posicionados individualmente no interior de um recipiente de plástico de forma circular com água, de forma que estas ficassem totalmente imersos, para que os raios x fossem atenuados de forma similar aos dos tecidos moles (Shelley et al., 2011) (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Amostra preparada no interior de um recipiente de plástico preenchido com água e posicionado na plataforma de nivelamento com o auxílio das guias luminosas do equipamento de TCFC

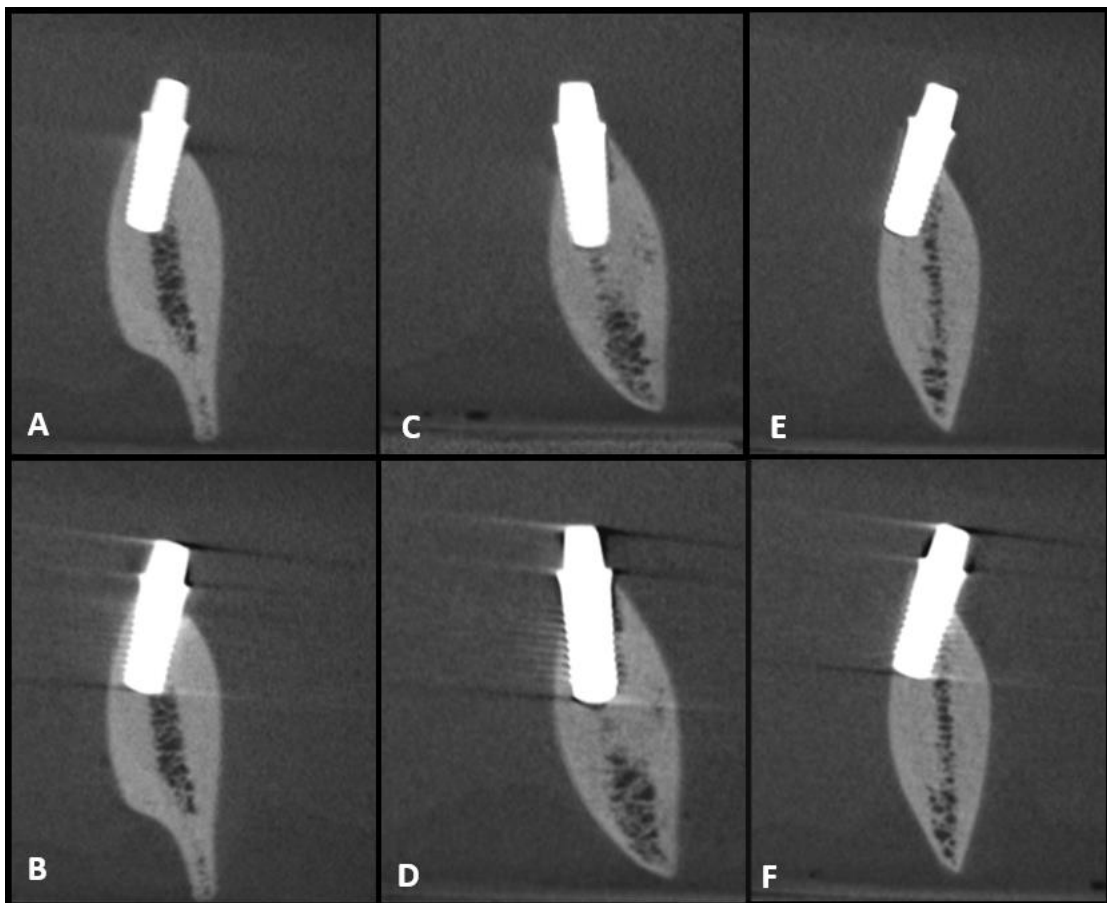


Fonte: o autor.

As imagens de TCFC foram obtidas sob o mesmo protocolo de aquisição: campo de visão (FOV) 6 x 4 cm, 90 kVp, 8mA, tempo de exposição de 6.1 segundos, rotação de 360°, tamanho de voxel de 0,13mm, 451 imagens-base, variando somente a ativação do algoritmo de redução de artefato metálico para cada amostra.

Foram adquiridas imagens de TCFC de 60 fragmentos de costelas de bovinos com implantes dentários instalados apresentando: 20 amostras com ausência de defeitos ósseos peri-implantares, 20 amostras com a presença de deiscência óssea e 20 amostras com a presença de fenestração óssea (Figura 4.6). Totalizando, 60 volumes tomográficos obtidos sem a ativação do algoritmo de redução de artefato. E em outra etapa, 60 volumes tomográficos obtidos com a ativação do algoritmo de redução de artefato. Resultando no montante de 120 volumes tomográficos.

Figura 4.6 – Imagens de TCFC dos fragmentos de costela bovina com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato: grupo controle (A e B), deiscência óssea (C e D) e fenestração óssea (E e F)



Fonte: o autor.

4.5 ANÁLISE DAS IMAGENS

As imagens adquiridas foram randomizadas e disponibilizadas para a avaliação de maneira independente para três Especialistas em Radiologia Odontológica. Previamente ao início das avaliações, os avaliadores receberam um documento que continha o objetivo do estudo, prazo de avaliação, escores de diagnóstico e formato de preenchimento das planilhas. Além disso, também foi realizado um treinamento com os avaliadores para com o *software* de manipulação das imagens de TCFC com intuito de familiarização. As avaliações foram realizadas em ambiente de baixa luminosidade e no *software* OnDemand3D (Cybermed Inc, Seoul, Republic of Korea), foi permitido a análise de todo volume adquirido das imagens de TCFC nos três planos (axial, coronal e sagital), o ajuste de brilho, contraste e ainda a utilização da ferramenta do zoom.

Os avaliadores foram instruídos a registrar escores para a presença ou ausência de deiscência e fenestração da cortical óssea indicada de forma individualizada. Os escores foram distribuídos em uma escala de cinco pontos. Escores para ausência/presença de deiscência e fenestração óssea: 1 – definitivamente ausente; 2 – provavelmente ausente; 3 – incerteza; 4 – provavelmente presente; 5 – definitivamente presente.

Após 30 dias do final das avaliações, 40% da amostra foi reavaliada pelos avaliadores para verificar a reprodutibilidade intraexaminador. Os dados foram tabulados em uma planilha Microsoft Office Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) e analisados por meio do software SPSS versão 22 (IBM Corporation, Armonk, USA).

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a coleta de dados, as concordâncias inter e intraexaminador foram determinadas pelo índice Kappa ponderado, sendo: 0,00-0,20, ruim; 0,21-0,40, razoável; 0,41-0,60, moderado; 0,61-0,80, bom; 0,81-1,00, excelente (Landis; Koch, 1977). A sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo e valor

preditivo negativo foram calculados. A análise de variância unidirecional (ANOVA) foi usada para comparar a área sob a curva ROC (curva característica operacional do receptor), sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo para cada tarefa de diagnóstico (deiscência e fenestração) com o algoritmo de redução de artefato desativado e ativado. A hipótese nula era que não seriam identificadas diferenças significativas na detecção de deiscência e fenestração entre desativação e ativação da MAR. A análise macroscópica dos fragmentos de costelas de bovinos implantadas foi adotado como padrão de referência (defeito ósseo, presente ou ausente). O nível de significância foi estabelecido em 5% ($\alpha = 0,05$).

5 RESULTADOS

Conforme mostrado na tabela 5.1, a concordância interexaminador para deiscência com desativação do MAR foi considerado bom e com a ativação do MAR variou de bom a excelente. A concordância interexaminador para fenestração variou de bom a excelente tanto com a ativação ou desativação do MAR. A concordância intraexaminador para deiscência com a desativação do MAR foi considerada excelente e com a ativação do MAR variou de bom a excelente. A concordância intraexaminador para fenestração com desativação da MAR foi considerada excelente e com a ativação do MAR variou de bom a excelente.

Tabela 5.1 - Valores Kappa - Média (min - max) relacionada à concordância inter e intra-examinador na detecção de deiscência e fenestração com a redução de artefato de metal (MAR) desativada e ativada

MAR	Deiscência		Fenestração	
	Inter-examinador	Intra-examinador	Inter-examinador	Intra-examinador
Desativado	0.76 (0.73 - 0.78)	0.96 (0.88 - 1.00)	0.84 (0.80 - 0.87)	0.93 (0.87 - 1.00)
Ativado	0.79 (0.75 - 0.85)	0.85 (0.75 - 0.91)	0.82 (0.74 - 0.87)	0.88 (0.73 - 0.97)

Fonte: o autor.

A área sob a curva ROC para a detecção de deiscência e fenestração com e sem a ativação do MAR é mostrada na tabela 5.2. Não há diferença estatística ($p > 0.05$) entre a ativação e desativação do MAR no diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares de deiscência e fenestração óssea.

Tabela 5.2 - Área sob a curva ROC para cada examinador na detecção de deiscência e fenestração com a redução de artefato de metal (MAR), desativado e ativado

		MAR desativado	MAR ativado
Deiscência	Examinador 1	0.91	0.87
	Examinador 2	0.87	0.88
	Examinador 3	0.81	0.86
	Média (DP)	0.86 (0.03)	0.87 (0.01)
	p valor	0.38	
Fenestração	Examinador 1	0.92	0.96
	Examinador 2	0.96	0.96
	Examinador 3	0.94	0.94
	Média (DP)	0.94 (0.02)	0.95 (0.01)
	p valor	0.99	

Fonte: o autor.

A tabela 5.3 mostra a comparação entre os testes de diagnóstico de sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo (VPP) e valor preditivo negativo (VPN) com o MAR desativado e ativado na detecção de deiscência e fenestração óssea peri-implantar. Observa-se resultados superiores nos valores de especificidade do que de sensibilidade. Verificam-se valores discretamente superiores para sensibilidade de deiscência e fenestração óssea com a ativação do MAR. Em contraste, nota-se valores discretamente reduzidos para especificidade de fenestração óssea com a ativação do MAR. No entanto, não foram encontradas diferenças estatísticas entre os testes diagnósticos em relação a ferramenta do MAR ($p > 0,05$).

Tabela 5.3 – Os testes de diagnóstico avaliam (%) sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo (VPP) e valor preditivo negativo (VPN) para deiscência e fenestração com a redução de artefato de metal desativada e ativada

		MAR desativado	MAR ativado
Deiscência	Sensibilidade	65.0	71.6
	Especificidade	83.0	85.0
	Acurácia	74.1	78.3
	VPP	79.9	82.9
	VPN	71.3	75.6
Fenestração	Sensibilidade	66.7	68.3
	Especificidade	98.3	93.3
	Acurácia	82.5	80.8
	VPP	97.6	91.1
	VPN	74.7	74.7

Fonte: o autor.

6 DISCUSSÃO

O estudo do diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares tem merecido grande destaque na Odontologia, isso deve-se ao constante desenvolvimento tecnológico que caminha em passos sólidos em direção ao aprimoramento da qualidade das imagens que desempenham importante função em tarefas de diagnóstico para Cirurgiões-Dentistas. Associado a esse fato, o tratamento reabilitador de prótese sobre implante tem ampliado seu alcance em esferas socioeconômicas antes inviabilizados devido ao alto custo. A difusão desta forma de tratamento instigou questões de diagnóstico que na prática clínica são verdadeiros desafios de serem respondidas. Embora existam recomendações de protocolos de aquisição e estudos progressos com a utilização da ferramenta do algoritmo de redução de artefato, observa-se carência de estudos que avaliem o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares quando na presença de implantes constituídos de zircônia, que por sua vez, expressam maior quantidade de artefatos na imagem.

A presença de defeitos ósseos peri-implantares podem comprometer o tratamento reabilitador. Nestes casos, a presença de sintomatologia clínica desencadeia a busca pelo diagnóstico, que por vezes utilizam o exame radiográfico periapical como método inicial de avaliação, mas que por ser um exame bidimensional omite informações acerca de detalhes da estrutura de suporte ósseo localizada na região vestibular e lingual do implante dentário. Desta forma, o exame de TCFC pode desempenhar um importante papel no conjunto de informações que compreendemos como diagnóstico, uma vez que, a visualização tridimensional do volume tomográfico garante uma análise sem sobreposição de estruturas e distorções, conferindo ainda mensurações lineares que permitem uma avaliação objetiva de perdas ósseas, o que pode representar informações decisivas para o diagnóstico e seleção da correção cirúrgica apropriada, incluindo enxerto ósseos.

Desde que as imagens de TCFC tem sido empregadas no diagnóstico e planejamento, essas também tem sido alvo de diferentes estudos científicos. Kamburoglu et al. (2013) em estudo pioneiro investigou a acurácia das imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato na detecção de

defeitos ósseos periodontais e peri-implantes artificiais induzidos com auxílio de broca esférica. Foram observados resultados superiores para valores de diagnóstico de defeitos periodontais do que para defeitos ósseos peri-implantares, o que pode estar diretamente relacionado com a menor qualidade da imagem ocasionada por artefatos nos casos com implantes dentários. Similar ao presente estudo, foram observados resultados superiores na concordância intraexaminador do que comparado com a concordância entre diferentes examinadores. Particularidade destacada em estudos com multi-examinadores, aos quais possuem experiência e capacidade cognitiva diferente. Ainda em relação ao estudo pioneiro que avaliou os defeitos periodontais e peri-implantares, não foram observadas diferenças significativas nos valores de diagnóstico quando testada a variável da ativação do algoritmo de redução de artefato.

A diferença de metodologias nos estudos de diagnóstico em defeitos ósseos peri-implantares podem estar relacionada com diferente suporte de estrutura óssea, diferentes formas de indução do defeito ósseo e diferentes modalidades de imagem, equipamentos e protocolos de aquisição. Um ponto relevante a ser considerado nos valores de teste de diagnóstico com imagens de TCFC é a resolução espacial dessas imagens. De acordo com o protocolo de aquisição selecionado pelo Radiologista e disponibilizado pelo equipamento pode-se obter imagens com diferentes resoluções espaciais. Já foi demonstrado na literatura que as imagens de TCFC podem determinar com precisão a espessura da cortical óssea adjacente a implantes dentários, especialmente quando são realizados protocolos de aquisição com voxel pequeno, os chamados protocolos de alta resolução (Razavi et al., 2010).

De acordo com, De-Azevedo-Vaz et al. (2013) que avaliaram a acurácia da TCFC no diagnóstico de deiscência e fenestração comparando dois diferentes tamanhos de voxel (0.2 mm e 0.12 mm). Os resultados encontrados não demonstraram melhores resultados para o menor voxel, contrastando com a expectativa do estudo. Os autores ressaltaram que a diferença entre os dois voxels utilizados não foram suficientes para garantir diferenças significativas nos valores de diagnóstico. No entanto, uma questão técnica que deve ser levantada é referente a limitação que alguns equipamento de TCFC tem quando na seleção do protocolo de aquisição, aonde associa-se de forma indissociável voxels menores com FOV's menores. Associando os protocolos de aquisição com maior resolução espacial com menores dose de radiação.

Outro ponto importante levado em consideração na construção do presente estudo foi a forma de indução dos defeitos ósseos periodontais, uma vez que Bagis et al. (2018) demonstraram que a forma de indução do defeito ósseo pode afetar os valores de diagnóstico dos defeitos ósseos periodontais e recomendaram a indução dos defeitos ósseos fosse realizada com auxílio de broca ou combinação entre broca e uso de químicos.

O presente estudo optou pela realização da indução do defeito ósseo com auxílio de broca e a utilização do protocolo de aquisição com campo de visão de 6 x 4 cm e voxel de 0.13mm por levar em consideração o conceito ALADA (*as low as diagnostically acceptable*) de radioproteção, que relaciona os protocolos de aquisição a imagens com qualidade suficiente para o diagnóstico mas que a obtenham com a menor dose de radiação possível.

Em contrapartida ao estudo de De-Azevedo-Vaz et al. (2013) que avaliaram somente duas resoluções espaciais no mesmo equipamento TCFC, o estudo de Kolsuz et al. (2015) avaliaram seis diferentes tamanhos de voxel em dois equipamentos diferentes de TCFC. Os resultados permitiram que os autores sugerissem o tamanho de voxel de 0.15mm como referência para diagnóstico de defeitos periodontais. Baseado nesses estudos pregressos, acreditamos que o protocolo de aquisição do presente estudo seria o mais indicado para se usar em situações clínicas de defeitos ósseos peri-implantares quando na utilização do equipamento de TCFC Cranex 3D (Soredex, Tuusula, Finland).

Os estudos de diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares presentes na literatura para avaliação de deiscência e fenestração utilizaram implantes dentários de titânio na metodologia. De-Azevedo-Vaz et al. (2016) em estudo para avaliar a efetividade do algoritmo de redução de artefato na detecção de defeitos ósseos peri-implantares usando costelas bovinas com implantes de titânio, obtiveram assim como o presente estudo resultados superiores nos valores de diagnóstico em defeitos ósseos de fenestração e também não observaram diferença significativa com a ativação do algoritmo de redução de artefato. Embora tenham utilizado crânio seco ao invés de costelas de bovinos na metodologia, Kolsuz et al. (2015) também não verificaram diferença significativa com a ativação do MAR e observaram resultados superiores nos valores de diagnóstico para o defeito ósseo de fenestração.

A expectativa do presente estudo em testar a variável do algoritmo de redução de artefato em defeitos ósseos peri-implantares com implante de zircônia, deve-se a característica de maior expressão de artefatos deste material. No entanto, como observado somente este fator não foi suficiente para garantir uma diferença significativa nos resultados dos testes de diagnóstico. Neste sentido, é relevante enfatizar que embora os testes estatísticos não garantam resultados significativos, o algoritmo de redução de artefato produz uma suavização desses artefatos, otimizando a qualidade aparente da imagem. No entanto, o tempo de pós-processamento da imagem é relativamente aumentado, uma vez que o algoritmo de redução de artefato é realizado após a obtenção da imagem de TCFC.

De acordo com os resultados do presente estudo, não é possível recomendar o uso do algoritmo de redução de artefato em defeitos ósseos peri-implantares para com implantes dentário de zircônia. Entretanto, os autores consideram a melhora subjetiva da qualidade da imagem por meio da suavização dos artefatos e não descartariam sua ativação como recurso alternativo em equipamentos de TCFC que possuam esta ferramenta. Principalmente, por o presente estudo descartar a presença de outro material de alto número atômico que gere artefatos na imagem.

Na prática clínica, o resultado da detecção de deiscência e fenestração óssea por examinadores pode ser menor, devido à presença de dentes, coroas protéticas de ligas metálicas, retentor intrarradiculares metálicos, material endodôntico obturador, placas e parafusos de fixação interna rígida, aparelhos ortodônticos, mini-parafusos de fixação de enxertos ósseos, entre outros materiais de uso odontológico que possuam materiais de alto número atômico. Outro ponto que também não foi levado em consideração pelo presente estudo foi o movimento do paciente, que clinicamente representa um dos artefatos mais prevalentes em exames de TCFC e que dificulta a visualização de corticais ósseas bem definidas.

Além disso, a capacidade de detecção dos defeitos ósseos peri-implantares neste estudo pode ter sido aprimorada pela indução de defeitos ósseos, o que gera bordas regulares que são mais detectáveis, do que defeitos naturais. Durante a instalação dos implantes dentários nos fragmentos de costelas bovinas do presente estudo, o auxiliar Implantodontista teve cautela a aproximar o leito cirúrgico da cortical óssea que seria alvo de estudo. Uma vez que em estudos pregressos como de Sheikhi et al. (2019), a instalação dos implantes dentários paralelo ao longo eixo

da cortical óssea facilitou nitidamente a detecção de defeitos ósseos de fenestração óssea, o que afasta também o estudo da realidade clínica.

Desta forma, embasados nos diversos artigos encontrados na literatura de detecção dos defeitos ósseos peri-implantares, o presente estudo apresenta-se como pioneiro na investigação da tarefa de diagnóstico em implantes dentários constituídos de zircônia com o algoritmo de redução de artefato. Futuros estudos podem ser realizados com mais variáveis, sem se afastar da realidade clínica. O presente estudo não observou diferença significativa nos valores de diagnóstico para detecção de defeitos ósseos peri-implantares na presença de um implante-pilar de zircônia em imagens de TCFC com e sem a ativação do algoritmo de redução de artefato.

7 CONCLUSÃO

Embora o implante de zircônia apresente uma maior expressão de artefatos, de acordo com os testes estatísticos o algoritmo de redução de artefato não obteve diferença significativa para os valores de diagnóstico em comparação a sua não utilização. Os autores compreendem a limitação do presente estudo e não desconsideram a utilização do MAR em casos-específicos na prática clínica, uma vez que há uma suavização dos artefatos e uma otimização aparente na qualidade da imagem.

REFERÊNCIAS¹

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387-416. doi: 10.1016/s0300-9785(81)80077-4.

Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep; 20(suppl.4):32-47. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x.

Angelopoulos C, Aghaloo T. Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am.* 2011 Jan;55(1):141-58. doi: 10.1016/j.cden.2010.08.001.

Bagis N, Eren H, Kolsuz ME, Kurt MH, Avsever H, Orhan K. Comparison of the burr and chemically induced periodontal defects using different field-of-view sizes and voxel resolutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2018 Mar;125(3):260-7. doi: 10.1016/j.oooo.2017.11.010.

Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Jun;16(3):294-301. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01106.x.

Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three dimensional finite element analysis of titanium and yttriumstabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct;26(5): 961-9.

de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, Vasconcelos KF, Campos PSF, Haiter-Neto F. Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016 May;121(5):550-6. doi: 10.1016/j.oooo.2016.01.013.

de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos Kde F, Neves FS, Melo SL, Campos PS, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013 Jan;115(1):121-7. doi: 10.1016/j.oooo.2012.10.003.

¹ De acordo com estilo Vancouver.

Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*. 2008 Dec;4:30. doi: 10.1186/1746-160X-4-30

Grassi FR, Capogreco M, Consonni D, Bilardi G, Buti J, Kalemaj Z. Immediate occlusal loading of one-piece zirconia implants: Five-year radiographic and clinical evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 May-Jun;30(3):671–80. doi: 10.11607/jomi.3831.

Haiter Neto F, Melo DP. Radiografia digital. *Rev ABRO [Internet]*. 2010 jan-jun [citado 14 set. 2019];11(1):5-17. Disponível em: <https://abro.org.br/wp-content/uploads/2014/11/revista05.pdf>.

Heydecke G, Kohal R, Gläser R. Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: A case report. *Int J Prosthodont*. 1999 Mar-Apr;12(2):184-9.

Hilgenfeld T, Juerchott A, Deisenhofer UK, Krisam J, Rammelsberg P, Heiland S, Bendszus M, Schwindling FS. Accuracy of cone-beam computed tomography, dental magnetic resonance imaging, and intraoral radiography for detecting peri-implant bone defects at single zirconia implants-An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Sep;29(9):922-30. doi: 10.1111/clr.13348

Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent*. 2015 Dec;45(4):263-5. doi: 10.5624/isd.2015.45.4.263.

Kamburoglu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy CS. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(8):20130176. doi: 10.1259/dmfr.20130176.

Kolsuz ME, Bagis N, Orhan K, Avsever H, Demiralp KÖ. Comparison of the influence of FOV sizes and different voxel resolutions for the assessment of periodontal defects. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(7):20150070. doi: 10.1259/dmfr.20150070.

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977 Mar;33(1):159-74.

Lang NP, Araujo M, Karring T. Formação do osso alveolar. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Tratado de periodontia clínica e implantodontia oral*. 4. ed. Guanabara Koogan; 2003. p. 866-7.

Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth– implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Dec;15(6):643–53. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01118.x.

Meilinger M, Schmidgunst C, Schütz O, Lang EW. Metal artifact reduction in cone beam computed tomography using forward projected reconstruction information. *Z Med Phys.* 2011 Sep;21(3):174-82. doi: 10.1016/j.zemedi.2011.03.002.

Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224. doi: 10.1259/dmfr.20140224.

Raes F, Renckens L, Aps J, Cosyn J, Bruyn H. Reliability of circumferential bone level assessment around single implants in healed ridges and extraction sockets using cone beam CT. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Oct;15(5):661-72. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00393.x.

Razavi T, Palmer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jul;21(7):718-25. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01905.x.

Sancho-Puchades M, Hämmerle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Oct;26(10):1222-8. doi: 10.1111/clr.12438.

Sandhaus S. [The Cerasand endosseous implant]. *Actual Odontostomatol (Paris).* 1987 Dec;41 (160 Spec No):607–26. French.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Jul;40(5):265–73. doi: 10.1259/dmfr/30642039.

Sheikhi M, Behfarnia P, Mostajabi M, Nasri N. The efficacy of metal artifact reduction (MAR) algorithm in cone-beam computed tomography on the diagnostic accuracy of fenestration and dehiscence around dental implants. *J Periodontol*. 2019. Jul 31. [Online ahead of print]. doi: 10.1002/JPER.18-0433.

Shelley AM, Brunton P, Horner K. Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent*. 2011 Nov;39(11):764-70. doi: 10.1016/j.jdent.2011.08.008.

Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Jun;39(6):585-92.

Sterner T, Schütze N, Saxler G, Jakob F, Rader CP. Effects of clinically relevant alumina ceramic, zirconia ceramic and titanium particles of different sizes and concentrations on TNF-alpha release in a human macrophage cell line. *Biomed Tech (Berl)*. 2004 Dec;49(12):340-4. doi: 10.1515/BMT.2004.063.

Strid K-G. Radiographic procedures. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. editors. *Tissue integrated prosthesis*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 317-27.

Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC; American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012 Jun;113(6):817-26. doi: 10.1016/j.oooo.2012.03.005.

White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: principles and interpretation*. St. Louis, Mo: Mosby/Elsevier; 2015.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética no Uso de Animais

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Comissão de Ética no Uso de Animais
Tel. (11) 3091 7842
ceuafo@usp.br

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo CEUA/FOUSP N° 022/2018 referente ao projeto intitulado: “Detecção de defeitos ósseos peri-implantares em costelas bovinas na presença de implante-abutment de zircônia em imagens de TCFC com e sem ativação do algoritmo de redução de artefato metálico.” sob a responsabilidade de execução dos autores Prof. Dr. Israel Chilvarquer e do aluno Bernardo Barbosa Freire, foi analisado e considerado isento de análise da CEUA por utilizar material de origem animal: ossos bovinos provenientes de frigorífico.

São Paulo, 10 de agosto de 2018.

Prof. Dr. Victor Elias Arana-Chavez
Coordenador da CEUA/FOUSP