UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

LAÍCE GARCIA RAMOS

AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS E DE TCFC NA VISUALIZAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS PERIIMPLANTARES

Recife

2022

LAÍCE GARCIA RAMOS

AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS E DE TCFC NA VISUALIZAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS PERIIMPLANTARES

Dissertação apresentada ao colegiado do programa de pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.
Área de concentração: Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dra. Flavia Maria De Moraes Ramos-Perez

Co-orientadora: Prof. Dra. Andrea Dos Anjos Pontual

Recife

2022

Catalogação na Fonte
Bibliotecário: Rodriggo Leopoldino Cavalcanti I, CRB4-1855

R175a Ramos, Laíce Garcia.
Avaliação de protocolos na aquisição de imagens de radiografias periapicais e de TCFC na visualização de defeitos ósseos periimplantares / Laíce Garcia Ramos. – 2022.
55 f. : il. ; tab. ; 30 cm.

Orientadora : Flávia Maria de Moraes Ramos-Pérez.
Coorientadora : Andréa dos Anjos Pontual.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Recife, 2022.

Inclui referências, apêndice e anexos.

1. Implantes Dentários. 2. Peri-Implantite. 3. Radiografia Dentária. 4. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. I. Ramos-Pérez, Flávia Maria de Moraes (Orientadora). II. Pontual, Andréa dos Anjos (Coorientadora). III. Título.

617.6 CDD (23.ed.) UFPE (CCS2022-288)

LAÍCE GARCIA RAMOS

AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS E DE TCFC NA VISUALIZAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS PERIIMPLANTARES

Dissertação apresentada ao colegiado do programa de pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.
Área de concentração: Clínica Integrada

.

Aprovado em: 25/02/2022

Orientador:

Prof.ª Dr.ª Flávia Maria de Moraes Ramos Perez

BANCA EXAMINADORA

_____

Prof.ª Dr.ª Karina Lopes Devito (Examinadora Externa)

Universidade Federal de Juiz de Fora

_____

Prof.ª Dr.ª Mariana Fampa Fogacci (Examinadora Externa)

Universidade Federal de Pernambuco

_____

Prof.ª Dr.ª Flavia Maria De Moraes Ramos-Perez (Presidente)

Universidade Federal de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

À minha família por todo suporte e por estarem comigo a todo momento

À minha Orientadora Flávia Maria de Moraes Ramos-Perez e Co-orientadora Andrea Dos Anjos Pontual pela disponibilidade e por desde a graduação, mostrarem sua atenção e cuidado com os alunos.

A todos que de alguma forma se envolveram na elaboração desta dissertação.

À Universidade Federal de Pernambuco pela experiência de compor seu corpo discente através do Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pelo apoio através da bolsa.

Aos amigos, que tornaram a trajetória mais leve.

RESUMO

Quando observamos a presença de reabsorção do osso de suporte, além do processo inflamatório ao redor do tecido mole que circunda o implante relacionado com a profundidade de sondagem, temos o caso de peri-implantite. O diagnóstico de perda óssea é crucial para se distinguir os tipos de doenças peri-implantares, que possuem taxa de progressão variável entre os indivíduos, afetando diretamente o tratamento e o prognóstico do paciente. O objetivo desta pesquisa foi avaliar diferentes protocolos de obtenção de imagens na detecção de defeitos ósseo nas paredes ósseas adjacentes a implantes de titânio-zircônia (Ti-Zr) e zircônia (Zr). Para isso, foi utilizada 1 mandíbula humana seca onde foram inseridos 2 tipos de implante de forma alternada em 3 orifícios, localizados em 3 regiões diferentes da mandíbula. Foram simulados defeitos ósseos peri-implantares e exames de imagem de radiografia periapical digital e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foram realizados para posterior avaliação. As imagens foram adquiridas com dois protocolos distintos para a radiografia periapical sendo A – 70 kVp e 0,10 segundos de exposição e B – 60 kVp e 0,10 segundos de exposição e dois protocolos para a TCFC sendo A - tamanho do voxel de 0,2mm, 120 kVp, 5 mA, FOV de 8x8 cm e 180° de rotação e B - tamanho do voxel de 0,2mm, 120 kVp, 5 mA, FOV de 8x8 cm e 360° de rotação. As imagens foram avaliadas por dois radiologistas e um periodontista quanto a presença de defeitos e qualidade da imagem utilizando uma escala de 5 pontos. Os valores de concordância intra e inter observador foram obtidos utilizando o teste de Kappa ponderado, a área sob a curva ROC (Az), a sensibilidade e a especificidade de cada grupo e variável foram calculadas e comparadas utilizando o teste ANOVA two-way ($p = 0,05$). Os resultados mostraram que para a TCFC o tipo de implante influenciou apenas na acurácia do grupo geral, com o implante de TiZr com valores significativamente mais altos e que o escaneamento total para os implantes de TiZr obtiveram melhores resultados quando comparado com o escaneamento parcial. Para as radiografias periapicais digitais, a quilovoltagem não interferiu no diagnóstico de defeitos ósseos, porém diferenças significativas para o implante de TiZr foram encontradas quando comparado os tipos de implante. Conclui-se que o tipo de implante interfere no diagnóstico de defeitos

ósseos para os exames de radiografia periapical digital e TCFC, bem como o modo de escaneamento.

Palavras-chave: Implantes dentários; peri-implantite; radiografia dentária; Tomografia computadorizada de feixe-cônico.

ABSTRACT

When we observe the presence of resorption of the supporting bone, in addition to the inflammatory process around the soft tissue that surrounds the implant related to the probing depth, we have the case of peri-implantitis. The diagnosis of bone loss is crucial to distinguish the types of peri-implant diseases, which have a variable rate of progression between individuals, directly affecting the treatment and prognosis of the patient. The objective of this research was to evaluate different imaging protocols for the detection of bone defects in bone walls adjacent to titanium-zirconia (Ti-Zr) and zirconia (Zr) implants. For this, 1 dry human mandible was used where 2 types of implant were inserted alternately in 3 holes, located in 3 different regions of the mandible. Peri-implant bone defects were simulated and digital periapical radiography and cone-beam computed tomography (CBCT) imaging exams were performed for further evaluation. The images were acquired with two different protocols for periapical radiography being A – 70 kVp and 0.10 seconds of exposure and B – 60 kVp and 0.10 seconds of exposure and two protocols for CBCT being A - voxel size of 0 .2mm, 120 kVp, 5 mA, 8x8 cm FOV and 180° rotation and B - 0.2mm voxel size, 120 kVp, 5 mA, 8x8 cm FOV and 360° rotation. Images were evaluated by two radiologists and a periodontist for the presence of defects and image quality using a 5-point scale. Intra and inter-observer agreement values were obtained using the weighted Kappa test, the area under the ROC curve (Az), the sensitivity and specificity of each group and variable were calculated and compared using the two-way ANOVA test ($p = 0.05$). The results showed that for CBCT the type of implant only influenced the accuracy of the general group, with the TiZr implant having significantly higher values and that the 360º scanning mode for the TiZr implants had better results when compared to rotation of 180º. For digital periapical radiographs, kilovoltage did not interfere in the diagnosis of bone defects, however significant values were found for the TiZr implant when comparing the types of implant. It is concluded that the type of implant interferes in the diagnosis of bone defects for the digital periapical radiography and CBCT exams, as well as the scanning mode.

Keywords: Cone beam computed tomography; dental implants; digital dental radiography; peri-implantitis.

SÚMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 9

2 OBJETIVOS 13

3 METODOLOGIA. 14

4 RESULTADOS 20

5 DISCUSSÃO 23

6 CONCLUSÃO 25

REFERÊNCIAS..... 26

APÊNDICE A - ARTIGO: AVALIAÇÃO DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM NO DIAGNÓSTICO DE DEFEITOS ÓSSEOS ADJACENTES A IMPLANTES DE TITÂNIO-ZIRCÔNIA E ZIRCÔNIA, UTILIZANDO RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS DIGITAIS E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO..... 30

ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA/ UFPE 49

ANEXO B – CARTA DE ANUÊNCIA. 55

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentários para reabilitação oral de pacientes parcial ou totalmente desdentados é funcional e cada vez mais acessível, sendo considerado um método de tratamento com alto índice de sucesso[1,2]. O titânio e ligas de titânio são os materiais mais usados na composição de implantes dentários devido as suas características de biocompatibilidade, alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade e alta resistência à corrosão[3] porém possui como principal desvantagem a sua coloração acinzentada, que, diante da crescente expectativa quanto à estética em Odontologia, torna-se um fator desfavorável na reabilitação de pacientes que possuem tecido gengival peri-implantar com pouca espessura.

Os implantes de zircônia têm sido utilizados como alternativa aos implantes de titânio na reabilitação de regiões estéticas. Este implante apresenta como vantagens: cor semelhante à cor natural dos dentes, permitindo a transmissão de luz na interface entre o tecido gengival marginal e os componentes protéticos, resistência a corrosão, módulo de elasticidade semelhante ao titânio e boa biocompatibilidade[4].

No entanto, a reabilitação oral com o uso de implantes não está imune a complicações associadas a mau planejamento, execução cirúrgica, reabilitação protética e manutenção. Nas complicações relacionadas à manutenção, estão incluídas as complicações de origem biológica definidas como doenças peri-implantares, que por sua vez são divididas em mucosite peri-implantar e peri-implantite[1,5].

A mucosite peri-implantar consiste na presença de sangramento e/ou supuração à sondagem podendo existir ou não o aumento da profundidade de sondagem, ao se comparar com exames prévios, porém não é observada perda óssea. Quando observamos a presença de reabsorção do osso de suporte, formando defeitos ósseos, além da inflamação do tecido mole que circunda o implante relacionado com a profundidade de sondagem, temos o caso de peri-implantite. O diagnóstico de perda óssea se faz crucial para se distinguir os tipos de doenças peri-implantares, que possuem taxa de progressão variável entre os indivíduos, afetando diretamente o tratamento e o prognóstico do paciente[5-7].

Para que seja possível o diagnóstico desses defeitos, o Cirurgião Dentista deve considerar diversos tipos de ferramentas para conclusão do diagnóstico, tais como a sondagem periodontal e os exames de imagem[8,9].

A sondagem periodontal é comumente utilizada na avaliação de implantes dentários, porém a profundidade ao redor do implante pode ser influenciada por diferentes parâmetros, tais como a qualidade do tecido mole formado, o tipo e a superfície do implante e quando o mesmo é colocado em função[10,8]. Os exames por imagem, como as radiografias periapicais e a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) são os exames de escolha para a avaliação da condição do osso peri-implantar, por serem não invasivos e capazes de diagnosticar alterações sutis na estrutura óssea ao redor do implante[11,12,9].

A radiografia periapical geralmente é o exame de escolha inicial para auxiliar na detecção de defeitos ósseos ao redor dos implantes[13]. A seleção dos parâmetros de exposição para obtenção dessas imagens pode impactar diretamente a sua qualidade, como no caso da quilovoltagem, que é responsável pela energia do feixe de raios X, sendo um dos fatores responsáveis pelo contraste da imagem[14]. Em decorrência da sua projeção bidimensional, com sobreposição de estruturas anatômicas, além da distorção, possui baixa sensibilidade na detecção de perdas ósseas iniciais e a não visualização das paredes ósseas vestibular e lingual, impossibilitando uma avaliação tridimensional[12,16].

Assim, a TCFC é um exame promissor, por permitir uma avaliação tridimensional, sem distorção e com maior nitidez, das estruturas ósseas e dentárias. São encontrados diversos equipamentos que permitem a seleção dos parâmetros de aquisição, como o grau de rotação do equipamento, voltagem e miliamperagem, assim como o tamanho do campo de visão e FOV e esses devem ser selecionados de acordo com a indicação do exame[17].

Pelekos *et al*., 2018[18], avaliaram a performance da TCFC em diagnosticar defeitos ósseos, comparada com exame histológico ou intraoperatório e concluíram que a acurácia no diagnóstico da TCFC foi de razoável a excelente para detecção de defeitos do tipo circunferencial e fenestração e de moderado a baixo para deiscências, com tendência a ser maior quanto maior o tamanho do defeito.

Monje *et al* (2019)[19] utilizaram a TCFC para classificação da morfologia e severidade de 158 defeitos ósseos de pacientes entre 18 e 80 anos e, observaram uma maior prevalência de defeitos que envolvem de 2 a 3 paredes de severidade moderada, possuindo entre 4-5mm de profundidade.

Apesar das inúmeras vantagens, a presença dos implantes dentários, que possuem alto número atômico, representa uma desvantagem, em virtude da elevada produção de artefatos decorrentes do fenômeno de endurecimento do feixe (*beam hardening*) e de extinção (*photon starvation*)[20]. Ocorre que na presença dos implantes, assim como de restaurações metálicas, núcleos metálicos, guta percha e cimentos endodônticos há a absorção dos fótons de menor energia, resultando no aumento da energia média do feixe, causando o fenômeno de endurecimento do feixe ou sua completa absorção, no caso do artefato de extinção[21]. Como resultado, há a formação de faixas/halos hipodensos, estrias hiperdensas, além da distorção volumétrica do material (*cupping*), que podem dificultar e/ou impedir a visualização do nível ósseo, assim como das corticais vestibulares e linguais adjacentes aos implantes[24-27].

Sabendo que quanto maior o número atômico, maior é a produção de artefatos, assim, os implantes de zircônia (ZZr= 40) estão associados a uma maior produção de artefatos, quando comparados aos implantes de titânio (ZTi= 22)[28] e sua utilização pode afetar na avaliação da região peri-implantar e no diagnóstico de possíveis defeitos ósseos advindos de doenças peri-implantares[24,28,29].

Na tentativa de se obter a melhor qualidade de imagem possível para a avaliação de defeitos ósseos adjacentes à implantes dentários, com a menor dose de radiação ao paciente, é possível a modificação de alguns parâmetros de aquisição. O modo escaneamento parcial da TCFC tem o potencial de beneficiar a qualidade da imagem associado com a redução da dose de radiação, por outro lado, o modo de escaneamento total fornece uma quantidade maior de dados para reconstrução da imagem, minimizando a expressão de artefatos e melhorando a precisão para o diagnóstico[30]. A quilovoltagem nas radiografias periapicais possui influência no contraste da imagem e na sua qualidade, sendo escassos na literatura, estudos que os comparem para avaliação de defeitos ósseos ao redor de implantes[9,23].

Por fim, é primordial considerar a dose de radiação recebida pelo paciente. Na TCFC, geralmente o paciente é exposto a uma dose menor que a proveniente de

tomografias computadorizadas médicas, porém, maior que a dose para a radiografia convencional. Deve-se considerar o conceito ALADA ("*as low as diagnostically acceptable*"- menor radiação possível para um diagnóstico aceitável) para a escolha da melhor técnica.

Dave *et al* (2012)[32] testaram a acurácia da radiografia periapical e da TCFC no diagnóstico de defeitos ósseos periimplantares em implantes de titânio instalados em costelas bovinas e concluíram que a radiografia periapical foi significativamente melhor que as imagens tridimensionais. Já Garcia-Garcia *et al* (2016)[33], avaliando a acurácia da radiografia periapical na mensuração de defeitos nas paredes mesial, distal, vestibular e lingual, observaram que as imagens bidimensionais subestimaram a perda óssea nas regiões interproximais em média de 1.3 a 3.3mm e que existe uma importante limitação ao avaliar as paredes vestibular e lingual.

Pouco se sabe sobre a interferência da quilovoltagem nas radiografias periapicais e o modo de escaneamento da TCFC para diagnóstico de defeitos ósseos periimplantares, quando comparados implantes de titânio-zircônia (TiZr) e zircônia (Zr). Portanto, são necessários estudos que esclareçam quais os impactos das modificações nestes parâmetros para um correto diagnóstico destes defeitos, levando em consideração os diferentes materiais que compõem os implantes e a menor dose de radiação possível para o correto diagnóstico. Diante do exposto, foi objetivo neste trabalho, avaliar o desempenho da radiografia periapical e da TCFC na detecção de defeitos ósseos ao redor de implantes dentários de TiZr e Zr, bem como determinar a influência da modificação da quilovoltagem na radiografia periapical e da rotação do tomógrafo na TCFC no diagnóstico destes defeitos nos diferentes tipos de implante.

2 OBJETIVOS

- Objetivo Geral

Avaliar protocolos na aquisição de imagens de radiografias periapicais digitais e de TCFC na visualização de defeitos ósseos ao redor de implantes de TiZr em comparação com Zr.

- Objetivos Específicos

Determinar se o modo de escaneamento parcial (180°) e total (360°) possuem influência nos valores de diagnóstico dos defeitos ósseos ao redor de implante de TiZr e Zr avaliados por TCFC;

Determinar se a quilovoltagem (60 kVp e 70 kVp) possui influência nos valores de diagnóstico de defeitos ósseos ao redor de implantes de TiZr em comparação com Zr avaliados por radiografias periapicais digitais;

Determinar qual implante que melhor permite a detecção dos defeitos ósseos ao redor de implantes de TiZr e Zr.

3 METODOLOGIA

O presente estudo foi realizado após a apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco (CCS-UFPE) sob o número 3.695.807 (CAAE: 20228019.0.0000.5208), conforme o certificado de aprovação (Anexo A).

Trata-se de um estudo *in vitro* com a utilização de 1 mandíbula humana seca onde foram utilizados 2 tipos de implante, sendo um implante de TiZr (Straumann SLActive 3.3 mm x 8 mm, Institut Straumann AG, Basel, Suíça) e um implante de Zr (PURE Ceramic 3.3 x 8 mm; Institut Straumann AG, Basel, Suíça) (Figura 1), na região posterior da mandíbula. A inserção dos implantes, a realização dos defeitos e as aquisições de imagens foram realizadas nas Clínicas escola e de Radiologia do Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva da Universidade Federal de Pernambuco.

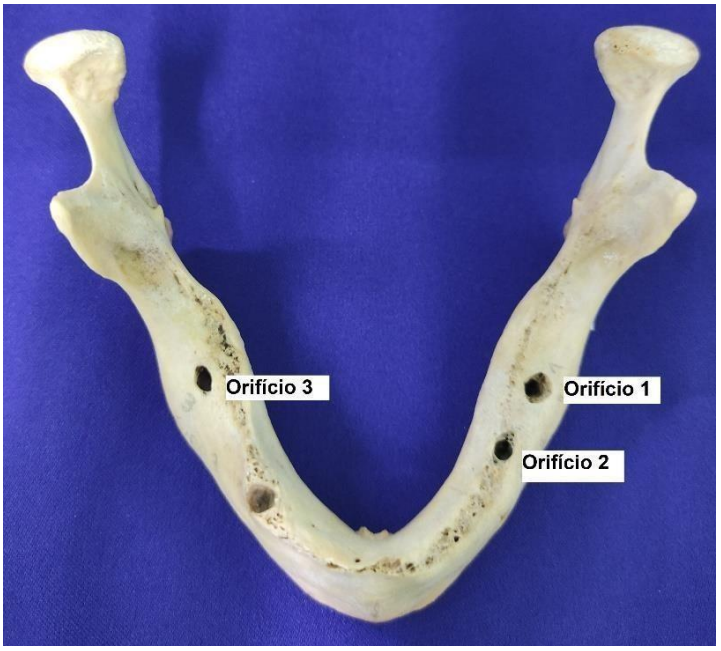
A fim de buscar possíveis defeitos ósseos preexistentes na região posterior da mandíbula, a mesma foi analisada utilizando o tomógrafo i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA). Após análise, foi realizada a regularização do rebordo alveolar da mandíbula, por meio de osteotomia.

Foram realizados 3 orifícios cilíndricos, em 3 regiões diferentes da mandíbula (Figura 2) para a inserção alternada dos implantes, com a utilização de caneta de alta rotação e pontas diamantadas 1014 e 3098 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Para cada orifício realizado, uma série de defeitos que poderiam envolver uma ou mais paredes ao redor do implante (mesial, distal, vestibular e/ou lingual) foram criados e divididos em: defeitos pequenos com 1mm de diâmetro, defeitos grandes com 2mm de diâmetro (Figura 3), ambos com 3mm de profundidade, confeccionados com utilização de ponta diamantada 1092, de acordo com o fluxograma 1. Para assegurar a padronização das medidas dos defeitos, foi utilizado sonda milimetrada Williams (Quinelato, São Paulo, SP, Brasil).

Figura 1 – Implantes dentários utilizados. À esquerda, implante de Zr (PURE Ceramic, Institut Straumann AG, Basel, Suíça); à direita, implante de TiZr (Straumann SLActive, Institut Straumann AG, Basel, Suíça).

Fonte: A autora (2021)

Figura 2 – Orifícios localizados em região posterior de maxila

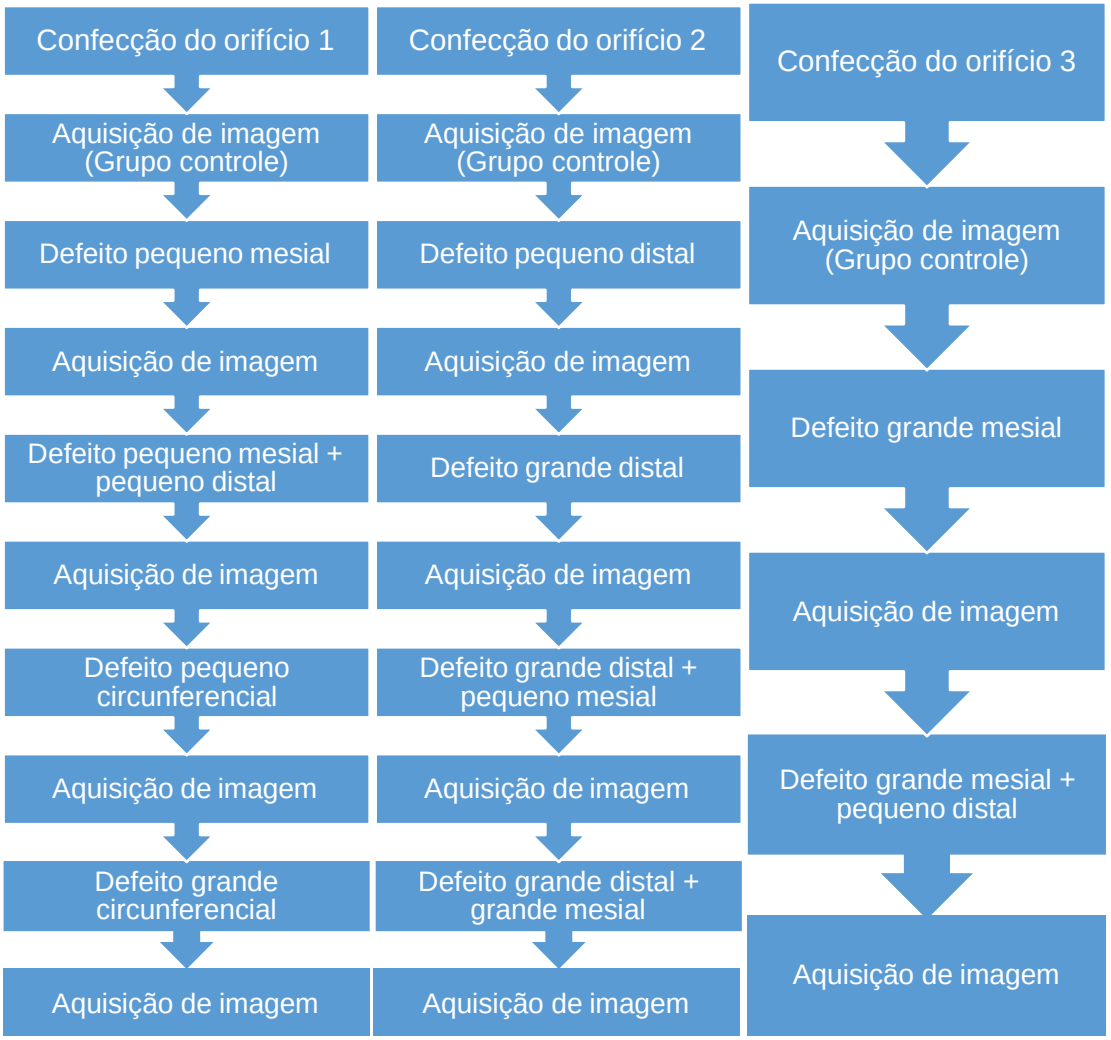


Fonte: A autora (2021)

Figura 3 - Mensuração de defeito grande mesial no orifício 2, através da sonda milimetrada Williams (Quinelato, São Paulo, SP, Brasil)

Fonte: A autora (2021)

Fluxograma – Ordem de confecção dos defeitos e aquisições de imagem.



Fonte: A autora (2021)

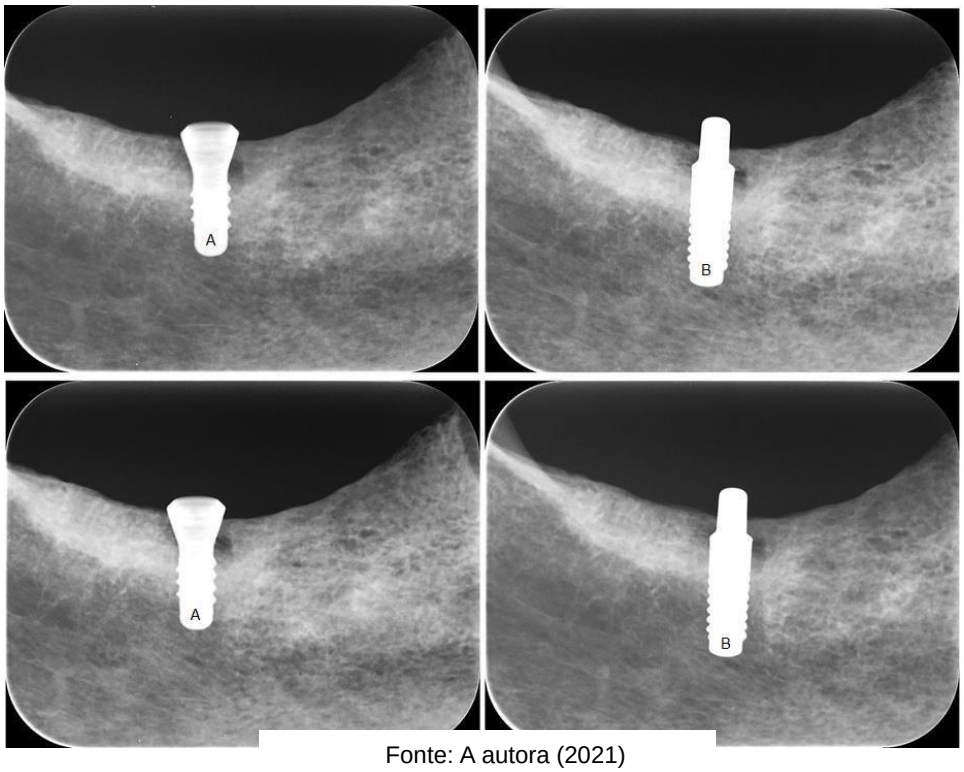
Para cada modalidade de imagem, dois protocolos de aquisição foram feitos: Na radiografia periapical digital, utilizando a placa de fósforo do sistema digital Express® (Instrumentarium, Tuusula, Finlândia), foram utilizadas duas variações da quilovoltagem, conforme segue: 70 kVp e 0,10 segundos de exposição e 60 kVp e 0,10 segundos de exposição. A fim de possibilitar a padronização da posição mandibular e da distância entre o foco e o objeto, foi utilizado suporte de acrílico com posicionador onde a mandíbula e a placa de fósforo foram fixadas com utilização de cera utilidade para mantê-las em posição para todas as radiografias de um mesmo sítio.

As aquisições tomográficas, utilizando o tomógrafo iCAT, foram realizadas com variação do modo de escaneamento: tamanho do voxel de 0,2mm, 120 kVp, 5 mA, FOV de 8x8 cm e escaneamento parcial e tamanho do voxel de 0,2mm, 120 kVp, 5 mA, FOV de 8x8 cm e escaneamento total. A mandíbula foi fixada com cera utilidade (Technew, Rio de Janeiro/RJ- Brasil) em um recipiente plástico preenchido com água.

Assim, foram obtidas um total de 104 imagens para os quatro protocolos, sendo 52 de cada modalidade de imagem, levando em consideração as aquisições controle e os diferentes tipos de defeito. As radiografias periapicais digitais foram adquiridas em formato .png sendo avaliadas com a utilização de visualizador de imagem padrão do Windows, não sendo aplicável a utilização de ferramentas de contraste nas imagens, por interferir diretamente no contraste formado pelos dois valores de quilovoltagem escolhidos (Figura 4). As imagens tomográficas foram adquiridas no formato .xstd e, em seguida, exportadas em formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), sendo avaliadas com a utilização do software OnDemand não sendo utilizadas ferramentas de redução de artefato e foi possível a utilização das ferramentas de brilho, contraste e zoom a critério dos avaliadores. (Figura 5).

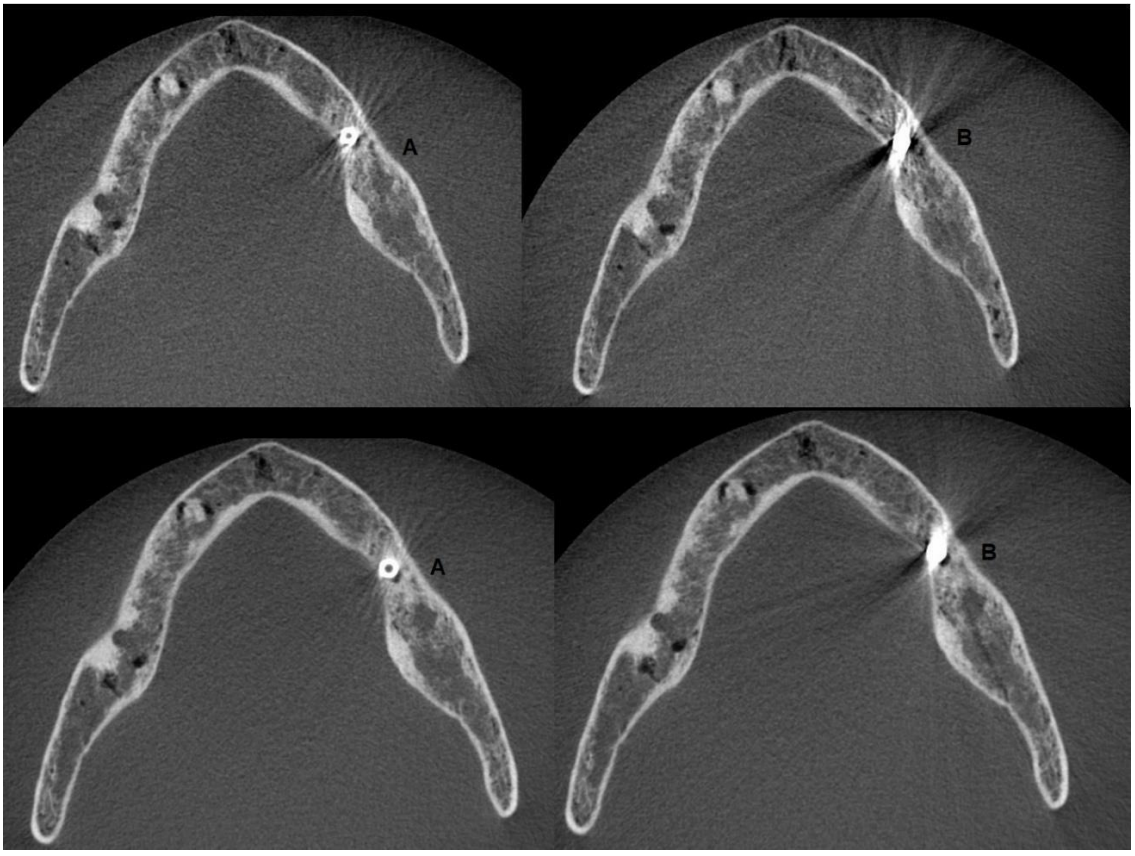
As imagens foram randomizadas e posteriormente avaliadas por dois radiologistas e um periodontista, em condições de baixa iluminação. Aos avaliadores foi solicitado o preenchimento de uma tabela quanto à presença / ausência de defeitos, utilizando uma escala de 5 pontos, conforme segue: 1 - definitivamente ausente, 2 - provavelmente ausente, 3 – incerto, 4 - provavelmente presente e 5 - definitivamente presente. Após um período de quinze dias, 20% das imagens foram reavaliadas.

Figura 4 – Radiografia periapical digital para visualização de defeito distal grande utilizando implante de TiZr (A) e Zr (B) com a configuração de 60 kVp na primeira linha e 70 kVp na segunda linha.



Fonte: A autora (2021)

Figura 5 – TCFC para visualização de defeito distal grande utilizando implante de TiZr (A) e Zr (B) sob rotação parcial na primeira linha e rotação total na segunda linha.



Fonte: A autora (2021)

Análise estatística

Os dados foram analisados utilizando os programas de análise estatísticas SPSS v25 (IMB Corp., Armonk, New York, USA) e Graphpad Prism v8 (Northside Dr., San Diego, California, USA). Os valores de concordância intra e inter observador foram obtidos utilizando o teste de Kappa ponderado. Para cada combinação de variáveis (tamanho do defeito, rotação do aparelho/quilovoltagem e tipo de implante) foi calculada para cada avaliador a área sob a curva ROC (Az) considerando a escala de 5-pontos, expressa como a média e DP dos avaliadores. Os valores de diagnóstico (acurácia, sensibilidade e especificidade) foram calculados para cada avaliador após a dicotomização da escala de 5-pontos, considerando 1 e 2 como ausência e 3, 4 e 5 como presença, expressos como média e DP dos avaliadores. O teste de análise de variância dois fatores (ANOVA two-way), com post-hoc de Tukey, foi utilizado para comparar os valores de diagnóstico considerando a rotação/quilovoltagem e o tipo de implante, dentro da condição do tamanho do defeito. A comparação entre os valores de diagnóstico considerando o tamanho do defeito foi realizada pelo teste-t, considerando a mesma condição e utilizando a correção de Bonferroni-Dunn para múltiplas comparações. O nível de significância adotado foi de 5% ($p \leq 0,05$).

4 RESULTADOS

A média de valores de concordância intra observador foi moderada (0,676) e fraca para os valores inter observador (0,283), para a TCFC, e para as radiografias periapicais, moderada (0,785) para valores intra onservador e fraca (0,206) para os valores inter observador.

A tabela 3 mostra os valores de diagnóstico para a TCFC, considerando a área sob a curva ROC (Az), acurácia, sensibilidade e especificidade expressos com valores médios e desvio padrão (DP), para o diagnóstico de defeitos, considerando as variações de tamanho (1mm e 2mm), modo de escaneamento (180° e 360°) e tipo de implante (TiZr e Zr).

Para o tamanho de defeito de 1mm, independentemente do modo de escaneamento utilizado e do tipo de implante não foram observadas diferenças significativas de Az, acurácia, sensibilidade e especifidade. Quando avaliados os defeitos de 2mm, observa-se aumento de Az, quando comparadas as rotações, com aumento significativo para o implante de TiZr, quando utilizada rotação total.

Os resultados para o grupo geral (soma do controle mais os grupos defeitos), apontam um aumento significativo do valor de Az para o implante de TiZr, quando utilizado modo de escaneamento total, além de um aumento dos valores de acurácia para o implante de TiZr comparado a Zr, quando utilizada rotação total.

Para a sensibilidade e especificidade, não houve diferença entre os tipos de implantes na mesma condição de escaneamento, nem entre os escaneamentos, considerando os mesmos implantes para ambos os tipos de defeitos.

Tabela 3. Média e desvio padrão (DP) dos valores de diagnóstico relacionados com o tamanho do defeito, modo de escaneamento e tipo de implante para a TCFC.

Tamanho	Rotação	Implante	Az		Acurácia		Sensibilidade		Especificidade	
			Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
1mm	Parcial	TiZr	0,732Aa	0,04	0,698Aa	0,04	0,762Aa	0,08	0,680Aa	0,07
		Zr	0,698Aa	0,04	0,635Aa	0,10	0,476Aa	0,30	0,680Aa	0,18
	Total	TiZr	0,782Aa	0,10	0,792Aa	0,07	0,714Aa	0,14	0,813Aa	0,06
		Zr	0,625Aa	0,0,13	0,646Aa	0,02	0,333Aa	0,22	0,733Aa	0,06
2mm	Parcial	TiZr	**0,655Ab**	0,14	0,667Aa	0,07	0,619Aa	0,08	0,680Aa	0,07
		Zr	0,829Aa	0,11	0,708Aa	0,15	0,809Aa	0,08	0,680Aa	0,18
	Total	TiZr	**0,901Aa**	0,05	0,867Aa	0,07	0,905Aa	0,08	0,813Aa	0,06
		Zr	0,774Aa	0,11	0,740Aa	0,05	0,762Aa	0,22	0,733Aa	0,06
Geral*	Parcial	TiZr	**0,698Ab**	0,06	0,684Aa	0,04	0,657Aa	0,10	0,680Aa	0,07
		Zr	0,759Aa	0,07	0,667Aa	0,08	0,643Aa	0,12	0,680Aa	0,18
	Total	TiZr	**0,847Aa**	0,08	**0,812Aa**	0,07	0,810Aa	0,11	0,813Aa	0,06
		Zr	0,720Aa	0,03	**0,667Ba**	0,03	0,548Aa	0,17	0,733Aa	0,06

Az: área sob a curva ROC; Ti-Zr: titânio-zircônia; Zr: zircônia; *Geral: Grupo controle + defeitos; Letra maiúscula entre tipo de implante, na mesma condição de rotação; Letra minúscula entre rotação, considerando o mesmo tipo de implante.

Os valores de média e desvio padrão dos valores de diagnóstico relacionados com o tamanho do defeito, quilovoltagem e tipo de implante relacionados à avaliação pela radiografia periapical digital estão dispostos na tabela 4.

Observa-se que o valor sob a curva (Az) foi significativamente menor para o implante de Zi, quando comparado ao TiZr, com 60kVp, para o defeito de 1mm.

Não houve influência da kVp, considerando os mesmos tipos de implante, para ambos os tamanhos de defeitos (1 e 2mm).

Os valores de acurácia, sensibilidade e especificidade se mostraram semelhantes entre os implantes, na mesma condição de kVp, para os defeitos avaliados. Assim como não houve influência da quilovoltagem, considerando os mesmos tipos de implante.

Tabela 4. Média e desvio padrão (DP) dos valores de diagnóstico relacionados com o tamanho do defeito, quilovoltagem e tipo de implante para a radiografia periapical digital.

Tamanho	kVp	Implante	Az		Acurácia		Sensibilidade		Especificidade	
			Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
1mm	60	TiZr	**0,818Aa**	0,09	0,740Aa	0,08	**0,809Aa**	0,08	0,720Aa	0,11
		Zr	**0,659Ba**	0,05	0,646Aa	0,05	**0,476Ba**	0,16	0,693Aa	0,08
	70	TiZr	0,700Aa	0,02	0,688Aa	0,06	0,714Aa	0,14	0,680Aa	0,07
		Zr	0,741Aa	0,07	0,708Aa	0,05	0,714Aa	0,14	0,707Aa	0,05
2mm	60	TiZr	0,796Aa	0,07	0,739Aa	0,07	0,809Aa	0,08	0,720Aa	0,11
		Zr	0,737Aa	0,09	0,698Aa	0,10	0,714Aa	0,14	0,693Aa	0,08
	70	TiZr	0,715Aa	0,11	0,688Aa	0,08	0,714Aa	0,14	0,680Aa	0,07
		Zr	0,629Aa	0,16	0,677Aa	0,05	0,572Aa	0,25	0,707Aa	0,05
Geral	60	TiZr	0,808Aa	0,08	0,752Aa	0,05	**0,810Aa**	0,04	0,720Aa	0,11
		Zr	0,697Aa	0,04	0,658Aa	0,06	**0,595Ba**	0,04	0,693Aa	0,08
	70	TiZr	0,717Aa	0,07	0,692Aa	0,08	0,714Aa	0,12	0,680Aa	0,07
		Zr	0,709Aa	0,04	0,684Aa	0,01	0,643Aa	0,07	0,707Aa	0,05

Az: área sob a curva ROC; Ti-Zr: titânio-zircônia; Zr: zircônia; *Geral: Grupo controle + defeitos. Letra maiúscula entre tipo de implante, na mesma condição de rotação; Letra minúscula entre rotação, considerando o mesmo tipo de implante.

5 DISCUSSÃO

O diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares, tem sido um desafio rotineiro para o Cirurgião Dentista, sendo muitas vezes realizado de forma tardia, quando o defeito ósseo já está em estágio avançado, podendo significar perda do implante[9,34].

No presente estudo, observamos que o tipo de implante e o modo de escaneamento da TCFC possuem influências sob o diagnóstico de defeitos ósseos, sendo o implante de TiZr e o modo de escaneamento total com valores mais altos de diagnóstico quando comparado ao de Zr e o escaneamento parcial. Tal explicação seria a de que implantes de Zr produzem mais artefatos, por possuírem número atômico maior que implantes de TiZr e estes artefatos também são relacionados com o modo de escaneamento. Ao utilizar o escaneamento parcial (180°) é observado influência na densidade da imagem em decorrência do aumento do ruído nas imagens, como observado por Bechara *et al.,* (2012)[35]. O que explicaria no presente estudo, o maiores valores de diagnóstico para o escaneamento total. De-Azevedo-Vaz *et al*., (2013)[36] ao testar protocolos do aparelho iCAT Next Generation na detecção de defeitos ósseos concluíram que o protocolo que usou o escaneamento total (360°) se mostrou estatiscamente superior em relação ao escaneamento parcial (180º).

Schriber *et al.,* (2020)[24] avaliaram a acurácia da TCFC para o diagnóstico de defeitos ósseos na parede vestibular em implantes de titânio, dióxido de zircônia e titânio zircônia, para isso foi utilizado o tomógrafo 3D Veraview X800 (Morita Corp.) sob os protocolos de 100 kVp, 3 mA, 180º, 100 kVp, 5 mA, 360° e 100 kVp, 7 mA, 360º e concluíram que os diferentes protocolos não demonstraram interferências significativas na detecção dos defeitos, resultado diferente ao encontrado neste estudo, porém, o diagnóstico foi afetado pela produção de artefatos, sendo os produzidos pelo implante de dióxido de zircônia, os mais severos. A influência dos artefatos produzidos por implantes de dióxido de zircônia também foi observada por Steiger-Ronay *et al*., (2018)[29] que constatou influência negativa na medição de defeitos ósseos dos artefatos produzidos por implantes de dióxido de zircônia subestimando em 1,28mm, as imprecisões foram atribuídas à influência negativa ampliada dos artefatos metálicos de dióxido de zircônia.

O tamanho do defeito também pode influenciar no seu diagnóstico, como demonstrado por Sirin *et al* (2012)[37] ao avaliar defeitos ósseos de diferentes tamanhos e observar que os defeitos de maior diâmetro, possuiam melhores valores de diagnóstico. Esta observação também foi encontrada por Pinheiro *et al., (*2015)[38] ao avaliar defeitos ósseos quimicamente criados em costelas bovinas. No presente estudo, foram encontradas diferenças significativas quando observados os defeitos de 2mm, indicando uma maior facilidade no diagnóstico em defeitos maiores.

Para as radiografias periapicais, vemos que as diferentes quilovoltagens não interferem no diagnóstico dos defeitos ósseos, porém o implante de TiZr apresenta maior acurácia em relação ao implante de Zr, com 60 Kvp. A escolha de uma menor quilovoltagem além de permitir uma melhor visualização no estudo, apresenta menor quantidade de radiação quando comparado a 70 kVp, trazendo benefício para o paciente. Poucos são os estudos que comparam o diagnóstico de defeito ósseos entre implantes de TiZr e Zr, uma explicação para o achado seria a maior densidade do implante de Zr que devido a menor atenuação dos feixes de raio X produzem imagens com maior contraste, dificultando a visualização dos defeitos. Steiger-Ronay *et* al., (2018)[29] em seu estudo, também testaram a acurácia na mensuração de defeitos ósseos em implantes de titânio e dióxido de zircônia através da radiografia periapical, os resultados mostraram que as mensurações para o implante de titânio obtiveram melhores resultados do que implantes de dióxido de zircônia. Mais estudos que comparem a influência da composição de implantes dentários no diagnóstico de defeitos ósseos de radiografias periapicais são necessários a fim de serem produzidas mais evidências científicas sobre o tema.

6 CONCLUSÃO

Nas condições testadas nesse estudo, é possível concluir que:

-A acurácia da TCFC e da radiografia periapical variaram de moderada a boa para o diagnóstico de defeitos ósseos adjacentes à implantes de titânio-zircônia (Ti-Zr) e zircônia (Zr)

- O tipo de implante influencia a acurácia do grupo geral, com o implante de TiZr com valores mais altos de diagnóstico.

-O modo de escaneamento total influencia positivamente no valor de Az para os implantes de TiZr, nos defeitos de 2mm e no grupo geral

- A variação da quilovoltagem não interfere no diagnóstico dos defeitos ósseos, entretanto o implante de TiZr apresenta maior acurácia em relação ao de Zr, com 60 kVp.

REFERÊNCIAS

1. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am. 1986;30(1):151-74.
2. 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
3. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. J R Soc Interface. 2010 Oct; 6(7):515-27.
4. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. J Oral Implantol. 2011 Jun;37(3):367-76.
5. Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, Mealey BL, Papapanou PN, Sanz M, Tonetti MS. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. J Clin Periodontol. 2018;45(20):1-8.
6. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, Cochran D, Derks J, Figuero E, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G, Iacono V, Koo KT, Lambert F, McCauley L, Quirynen M, Renvert S, Salvi GE, Schwarz F, Tarnow D, Tomasi C, Wang HL, Zitzmann N. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. J Clin Periodontol. 2018;45(20):286-291.
7. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. J Periodontol. 2018 Jun;89 Suppl 1:S304-S312.
8. Padial-Molina M, Suarez F, Rios HF, Galindo-Moreno P, Wang HL. Guidelines for the diagnosis and treatment of peri-implant diseases. Int J Periodontics Restorative Dent. 2014 Nov-Dec;34(6):e102-11
9. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. J Periodontol. 2013;84(4):436-43.
10. Lin GH, Kapila Y, Wang HL. Parameters to Define Peri-Implantitis: A Review and a Proposed Multi-Domain Scale. J Oral Implantol. 2017;43(6):491-496.

11. Kuhl S, Zurcher S, Zitzmann NU, Filippi A, Payer M, Dagassan-Berndt D. Detection of peri-implant bone defects with different radiographic techniques – a human cadaver study. Clin. Oral Impl. Res. 2016; 27:529–534.
12. Harris D, Horner K, Grondahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, Bornstein MM, Dawood A, Quirynen M. E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. Clin. Oral Impl. Res.2012, 1–11.
13. 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.
14. Soares, JCACR. Princípios básicos de física em radiodiagnóstico. 2. ed. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.
15. Tamburús, JR. Radiopacidade de resinas compostas. Rev. odontol. Univ. Säo Paulo. 1990. 4(2): 103-7.
16. Rees TD, Biggs NL, Collings CK. Radiographic interpretation of periodontal osseous lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1971 Jul;32(1):141-53.
17. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. BMC Oral Health. 2018 May 15;18(1):88.
18. Pelekos G, Acharya A, Tonetti MS, Bornstein MM. Diagnostic performance of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone loss: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2018. May; 29(5):443-464.
19. Monje A, Pons R, Insua A, Nart J, Wang HL, Schwarz F. Morphology and severity of peri-implantitis bone defects. Clin Implant Dent Relat Res. 2019 Aug;21(4):635-643.
20. 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.
21. Schulze RKW, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. Clin. Oral Impl. Res. 21, 2010; 100–107.

22. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K; SEDENTEXCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. Clin Oral Implants Res. 2013 Aug;24 Suppl A100:94-9.
23. Makins SR. Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. Dent Clin North Am. 2014 Jul;58(3):485-95.
24. Schriber M, Yeung AWK, Suter VGA, Buser D, Leung YY, Bornstein MM. Cone beam computed tomography artefacts around dental implants with different materials influencing the detection of peri-implant bone defects. Clin Oral Impl Res. 2020;31:595–606.
25. Vanderstuyft T, Tarce M, Sanaan B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Quirynen M. Inaccuracy of buccal bone thickness estimation on cone-beam CT due to implant blooming: An ex-vivo study. J Clin Periodontol. 2019 Nov;46(11):1134-1143
26. 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.
27. Hedayatipanah M, Salemi F, Kamyari N, Yalpanian A. Measurement of peri-implant bone width with and without metal artifact reduction algorithm using two cone-beam computed tomography software programs. Pesqui Bras Odontopediatria Clín Integr. 2021; 21.
28. 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.
29. Steiger-Ronay V, Krcmaric Z, Schmidlin PR, Sahrmann P, Wiedemeier DB, Benic GI. Assessment of peri-implant defects at titanium and zirconium dioxide implants by means of periapical radiographs and cone beam computed tomography: An in-vitro examination. Clin Oral Implants Res. 2018 Dec;29(12):1195-1201.
30. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. Periodontol 2000. 2017;73(1):7-21.

31. Lublow, J. B. et al. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. Dentomaxillofac Radiol. 2015;44(1).
32. 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. Clin. Oral Impl. Res. 2012, 1–8.
33. García-García M, Mir-Mari J, Benic GI, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Accuracy of periapical radiography in assessing bone level in implants affected by peri-implantitis: a cross-sectional study. J Clin Periodontol 2016; 43: 85–91.
34. Derks J, Schaller D, Hâkansson J, Wennstrom JL, Tomasi C, Berglundh T. Peri-implantitis – onset and pattern of progression. J Clin Periodontol 2016; 43: 383–388.
35. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2012 Nov;114(5):658-65.
36. 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.
37. Sirin Y, Horasan S, Yaman D, Basegmez C, Tanyel C, Aral A, Guven K. Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study. J Oral Maxillofac Surg. 2012 Jul;70(7):1540-50.
38. Pinheiro LR, Gaia BF, Oliveira de Sales MA, Umetsubo OS, Santos Junior O, Cavalcanti MG. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2015 Jul;120(1):69-77.

APÊNDICE A - ARTIGO: AVALIAÇÃO DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM NO DIAGNÓSTICO DE DEFEITOS ÓSSEOS ADJACENTES A IMPLANTES DE TITÂNIO-ZIRCÔNIA E ZIRCÔNIA, UTILIZANDO RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS DIGITAIS E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO.

Introdução

A utilização de implantes dentários para reabilitação oral de pacientes parcial ou totalmente desdentados é funcional e cada vez mais acessível, sendo considerado um método de tratamento com alto índice de sucesso[1,2].

Quando observamos a presença de reabsorção do osso de suporte, formando defeitos ósseos, além do processo inflamatório ao redor do tecido mole que circunda o implante relacionado com a profundidade de sondagem, temos o caso de peri-implantite. O diagnóstico de perda óssea se faz crucial para se distinguir os tipos de doenças peri-implantares, que possuem taxa de progressão variável entre os indivíduos, afetando diretamente o tratamento e o prognóstico do paciente[3-5] e ferramentas como a sondagem periodontal e os exames de imagem são utilizados para a conclusão do diagnóstico[6,7]

A sondagem periodontal é comumente utilizada na avaliação de implantes dentários, porém a profundidade ao redor do implante pode ser influenciada por diferentes parâmetros, tais como a qualidade do tecido mole formado, o tipo e a superfície do implante e quando o mesmo é colocado em função[6,8]. Os exames por imagem, como as radiografias periapicais, que geralmente são a escolha inicial para auxiliar a detecção de defeitos ósseos, porém apresentam sobreposição de estruturas anatômicas, além da distorção, possui baixa sensibilidade na detecção de perdas ósseas iniciais e a não visualização das paredes ósseas vestibular e lingual e a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que permite a avaliação tridimensional sem distorção e com maior nitidez, das estruturas ósseas e dentárias, são os exames de escolha para a avaliação da condição do osso peri-implantar, por serem não invasivos e capazes de diagnosticar alterações sutis na estrutura óssea ao redor do implante[7,9-10].

O titânio e ligas de titânio são os materiais mais usados na composição de implantes dentários devido as suas características de biocompatibilidade, alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade e alta resistência à corrosão[11].

Nos últimos anos, diante da crescente expectativa quanto à estética, os implantes de zircônia têm sido utilizados como alternativa de reabilitação de regiões estéticas, por possuírem propriedades como: cor semelhante à cor natural dos dentes, permitindo a transmissão de luz na interface entre o tecido gengival marginal e os componentes protéticos, resistência a corrosão, módulo de elasticidade semelhante ao titânio e boa biocompatibilidade[12], porém devido ao maior número atômico da zircônia (ZZr= 40) quando comparado ao titânio titânio (ZTi= 22), a zircônia tem sido associada a uma maior produção de artefatos e sua utilização pode afetar a avaliação e diagnóstico de possíveis defeitos ósseos advindos de doenças peri-implantares[13-15].

Na tentativa de se obter a melhor qualidade de imagem possível para a avaliação de defeitos ósseos adjacentes à implantes dentários, levando a menor dose de radiação ao paciente, é possível a modificação de alguns parâmetros de configuração na sua aquisição. A quilovoltagem nas radiografias periapicais é responsável pela energia do feixe de raios X, sendo um dos fatores responsáveis pelo contraste da imagem[16], bem como o modo de escaneamento da TCFC que interferem na produção de artefatos, consequentemente, interferindo na qualidade da imagem sendo escassos na literatura, estudos que os comparem para avaliação de defeitos ósseos ao redor de implantes de titânio zircônia (TiZr) e zircônia (Zr)[7,17].

Dave *et al* (2012)[18] testaram a acurácia da radiografia periapical e da TCFC no diagnóstico de defeito ósseos peri-implantares em implantes de titânio instalados em costelas bovinas e concluíram que a radiografia periapical foi significativamente melhor que as imagens tridimensionais. Já Garcia-Garcia *et al* (2016)[19], avaliando a acurácia da radiografia periapical na mensuração de defeitos nas paredes mesial, distal, vestibular e lingual, observaram que as imagens bidimensionais subestimaram a perda óssea nas regiões interproximais em média de 1.3 a 3.3mm e que existe uma importante limitação ao avaliar as paredes vestibular e lingual.

Pouco se sabe sobre a interferência da quilovoltagem nas radiografias periapicais e o modo de escaneamento para diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares, quando comparados implantes de TiZr e Zr, sendo necessários estudos que esclareçam quais os impactos das modificações nestes parâmetros para um correto diagnóstico destes defeitos, levando em consideração os diferentes materiais que compõe os implantes e a menor dose de radiação possível para o correto diagnóstico. Diante do exposto, o presente trabalho possuiu como objetivo avaliar o

desempenho da radiografia periapical e da TCFC na detecção de defeitos ósseos interproximais ao redor de implantes dentários de TiZr e Zr, bem como determinar a influência da modificação da quilovoltagem na radiografia periapical e do modo de escaneamento da TCFC no diagnóstico destes defeitos nos diferentes tipos de implante.

Objetivos

- Objetivo Geral

Avaliar a acurácia da TCFC e da radiografia periapical digital no diagnóstico de defeitos ósseos adjacentes à implantes de TiZr e zircônia Zr.

- Objetivos Específicos

Determinar se o modo de escaneamento (180 e 360 graus) possui influência na acurácia no diagnóstico dos defeitos ósseos ao redor de implante de TiZr e Zr;

Verificar a influência da variação da quilovoltagem da radiografia periapical digital no diagnóstico de defeitos ósseos ao redor de implantes de TiZr e Zr.

Metodologia

O presente estudo foi realizado após a apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco (CCS-UFPE) sob o número 3.695.807 (CAAE: 20228019.0.0000.5208), conforme o certificado de aprovação (Anexo A).

Trata-se de um estudo *in vitro* com a utilização de 1 mandíbula humana seca onde foram inseridos 2 tipos de implante de forma alternada em 3 orifícios, localizados em 3 regiões diferentes da mandíbula. Foram simulados defeitos ósseos peri-implantares que poderiam envolver as paredes mesial, distal, vestibular e lingual. Exames de imagem de radiografia periapical digital e TCFC foram realizados para posterior avaliação. A inserção dos implantes, a realização dos defeitos e as aquisições de imagens foram realizados nas Clínicas escola e de Radiologia do Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva da Universidade Federal de Pernambuco.

A fim de buscar possíveis defeitos ósseos preexistentes, a mandíbula foi analisada utilizando o tomógrafo i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International,

Hatfield, PA, EUA). A mesma foi colocada dentro de um recipiente plástico, fixada com cera utilidade (Technew, Rio de Janeiro/RJ- Brasil).

Dois tipos de implantes dentários, sendo um implante de TiZr (Straumann SLActive 3.3 mm x 8 mm, Institut Straumann AG, Basel, Suíça) e um implante de Zr (PURE Ceramic 3.3 x 8 mm; Institut Straumann AG, Basel, Suíça) foram utilizados para inserção alternada nos 3 orifícios confeccionados. (Figura 1).

Figura 1 – Implantes dentários utilizados. À esquerda, implante de Zr (PURE Ceramic, Institut Straumann AG, Basel, Suíça); à direita, implante de TiZr (Straumann SLActive, Institut Straumann AG, Basel, Suíça).

Uma vez selecionada e incluída no estudo, foi realizada a regularização do rebordo alveolar da mandíbula, por meio de osteotomia.

Posteriormente, foram realizados 3 orifícios cilíndricos em 3 regiões diferentes da mandíbula (Figura 2) para a inserção alternada dos implantes, com a utilização de caneta de alta rotação e pontas diamantadas 1014 e 3098 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil).

Para cada orifício realizado, uma série de defeitos foi criada com a finalidade de se ter diversos tipos de defeito para cada perfuração realizada e que os mesmos, se complementassem (Tabela 1). Os defeitos grandes possuíam 2mm de diâmetro e os defeitos pequenos 1mm de diâmetro, ambos com 3mm de profundidade, confeccionados por meio de ponta diamantada 1092 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Antes da realização dos defeitos e após a inserção dos implantes, aquisições

tomográficas e radiografias periapicais digitais foram realizadas de forma alternada entre o implante de TiZr e Zr em cada sítio escolhido, a fim de serem utilizadas como grupo controle.

Uma broca cilíndrica 1092 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizada para a realização dos defeitos, sendo obtidos 10 defeitos e 3 controles para cada tipo de implante. Para assegurar a padronização das medidas dos defeitos, foi utilizado sonda milimetrada Carolina do Norte (Millenium, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 3)

Tabela 1 – Sequência de realização dos defeitos de acordo com os orifícios. Entre a realização dos defeitos, aquisições tomográficas e radiografias periapicais digitais foram realizadas.

Defeitos ósseos por orifício		
Orifício 1	Orifício 2	Orifício 3
Pequeno mesial	Pequeno distal	Grande mesial
Pequeno distal + defeito pequeno distal	Grande distal	Grande mesial + pequeno distal
Pequeno circunferencial	Grande distal + pequeno mesial	
Grande circunferencial	Grande distal + grande mesial	

Figura 2 – Orifícios localizados em região posterior de maxila

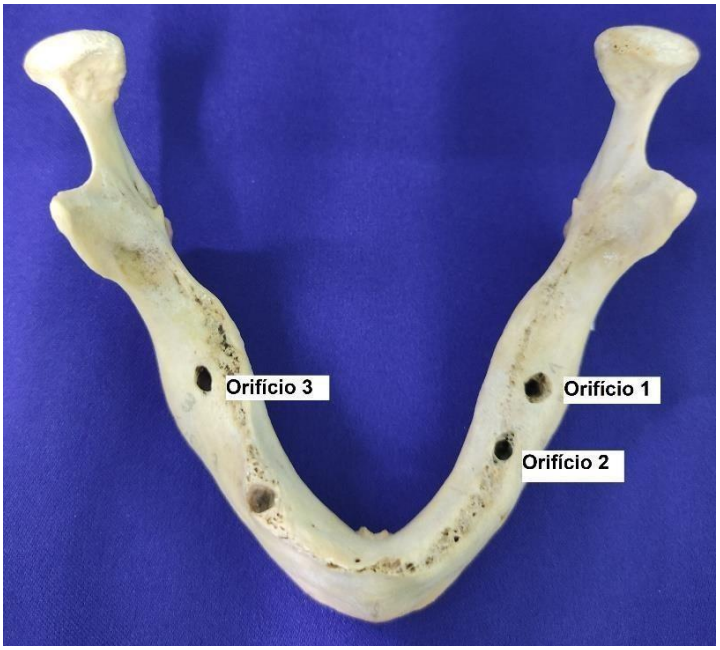


Figura 3 - Mensuração de defeito mesial grande no orifício 2, através da sonda milimetrada Carolina do Norte (Millenium, São Paulo, SP, Brasil)

No intervalo entre as simulações dos defeitos, foram realizadas as aquisições tomográficas e radiográficas, os implantes de TiZr e Zr foram inseridos individualmente e de forma alternada em cada orifício localizado na mandíbula.

Para cada modalidade de imagem, dois protocolos de aquisição foram feitos: Na radiografia periapical digital, utilizando a placa de fósforo do sistema digital Express® (Instrumentarium, Tuusula, Finlândia), foram utilizados dois protocolos, com os seguintes parâmetros de exposição, A – 70 kVp e 0,10 segundos de exposição e B – 60 kVp e 0,10 segundos de exposição. A fim de possibilitar a padronização da posição mandibular e da distância entre o foco e o objeto, foi utilizado suporte de acrílico com posicionador onde a mandíbula foi fixada com utilização com cera utilidade bem como a placa de fósforo para mantê-la na posição para todas as radiografias de um mesmo sítio (Figura 4).

Para as aquisições tomográficas, as mandíbulas foram fixadas com cera utilidade (Technew, Rio de Janeiro/RJ- Brasil) em um recipiente plástico. Com o implante posicionado, o recipiente foi preenchido água, com o objetivo de simular a atenuação do feixe de raios X realizada pelos tecidos moles (Figura 5). As imagens tomográficas foram adquiridas no tomógrafo i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA), com a utilização de dois protocolos, com variação do modo de escaneamento entre eles. Protocolo A - tamanho do voxel de 0,2mm, 120 kVp, 5 mA, FOV de 8x8 cm e 180° de rotação e B - tamanho do voxel de 0,2mm, 120 kVp, 5 mA, FOV de 8x8 cm e 360° de rotação.

Assim, foi obtido um total de 104 imagens para os quatro protocolos (13 perfurações x 2 tipos de implante x 4 protocolos de aquisição), sendo 52 de cada etapa, levando em consideração as aquisições controle e os diferentes tipos de defeito (Tabela 2)

Figura 4 - Implantes de TiZr e Zr inseridos na mandíbula de forma alternada e suporte de acrílico. Placa de fósforo e mandíbulas fixos com cera utilidade (Technew, Rio de Janeiro/RJ- Brasil).

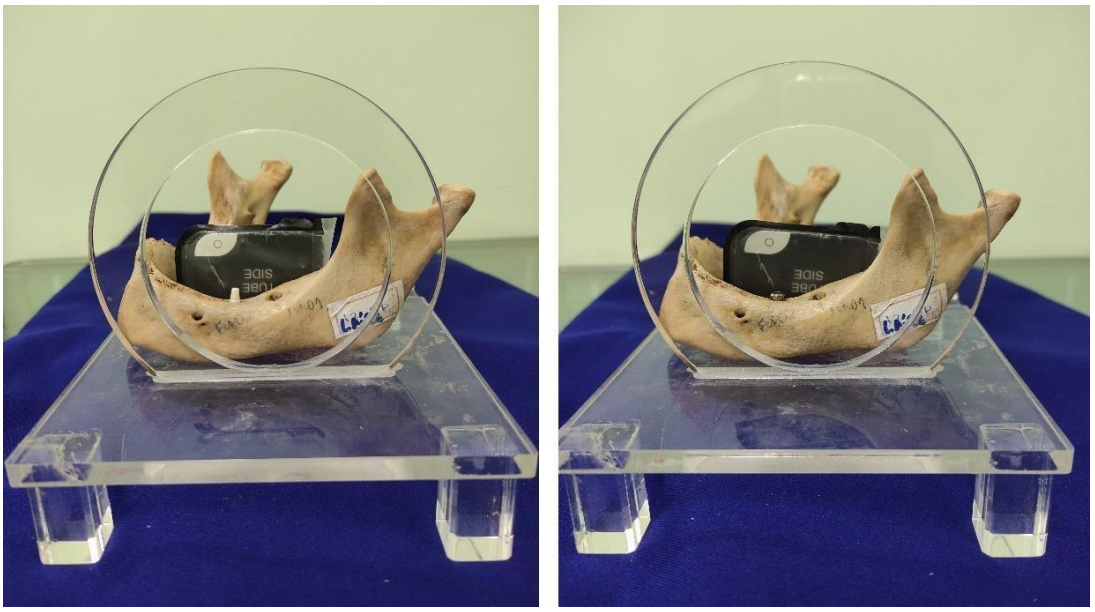


Figura 5 - Utilização do tomógrafo i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) a fim de buscar possíveis defeitos ósseos preexistentes.

Tabela 2 - Distribuição do tipo de defeito e número de aquisições. Os defeitos pequenos possuem 1 mm de diâmetro de cada lado, enquanto que os defeitos grandes possuem 2 mm de diâmetro de cada lado, ambos com 3mm de profundidade.

Tipo de defeito	Nº de aquisições
Controle (sem defeito)	12
Circunferencial pequeno	4
Circunferencial grande	4
Mesial pequeno	4
Mesial grande	4
Distal pequeno	4
Distal grande	4
Mesial pequeno + Distal pequeno	4
Mesial pequeno + Distal grande	4
Mesial grande + Distal pequeno	4
Mesial grande + Distal grande	4
Total	**52**

As radiografias periapicais foram adquiridas em formato .png sendo avaliadas com a utilização de visualizador de imagem padrão do Windows, não sendo aplicável a utilização de ferramentas de contraste nas imagens por interferir diretamente no contraste formado pelos dois valores de quilovoltagem escolhidos (Figura 6 e 7). As imagens tomográficas foram adquiridas no formato .xstd e, em seguida, exportadas em formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), sendo avaliadas com a utilização do software OnDemand não sendo utilizadas ferramentas de redução de artefato e foi possível a utilização das ferramentas de brilho, contraste e zoom a critério dos avaliadores. (Figura 8 e 9).

As imagens foram randomizadas e posteriormente avaliadas por dois radiologistas e um periodontista, em condições de baixa iluminação. Os avaliadores analisaram as paredes vestibular, lingual, mesial e distal de cada implante e foi solicitado o preenchimento de uma tabela quanto à presença / ausência de defeitos, utilizando uma escala de 5 pontos, conforme segue: 1 - definitivamente ausente, 2 - provavelmente ausente, 3 – incerto, 4 - provavelmente presente e 5 - definitivamente presente. Após um período de quinze dias, 20% das imagens foram reavaliadas.

Figura 6 – Radiografia periapical digital para visualização de defeito distal grande utilizando implante de TiZr e Zr com a configuração de 60 kVp

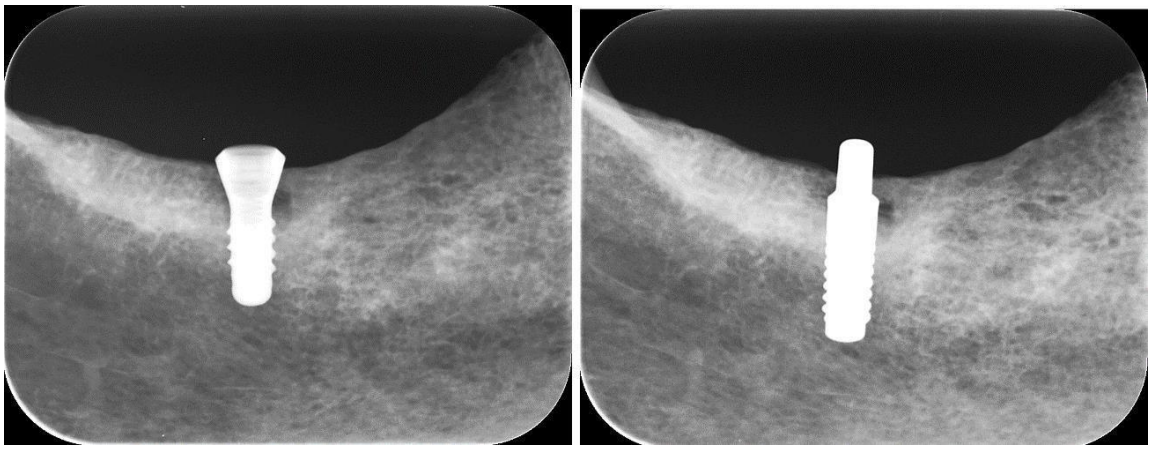


Figura 7 - Radiografia periapical digital para visualização de defeito distal grande utilizando implante de TiZr e Zr com a configuração de 70 kVp

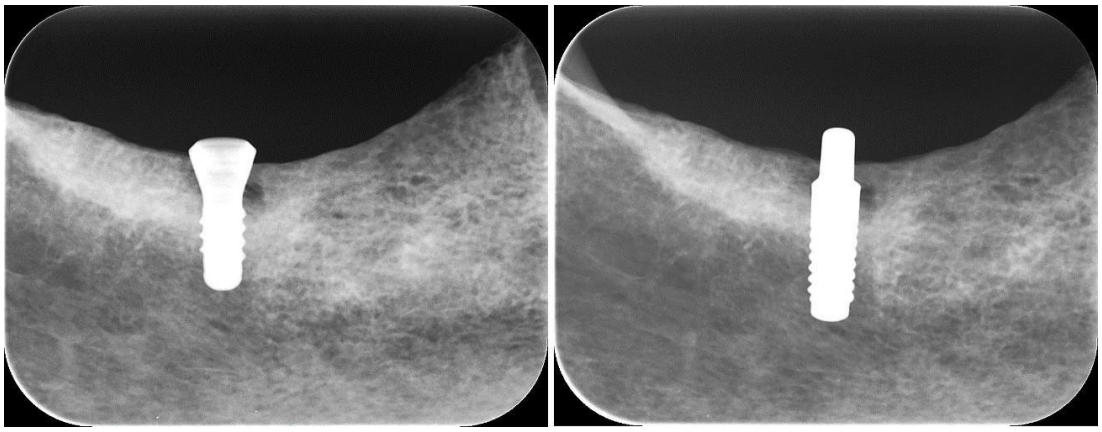


Figura 8 – TCFC para visualização de defeito distal grande utilizando implante de TiZr e Zr sob rotação parcial.

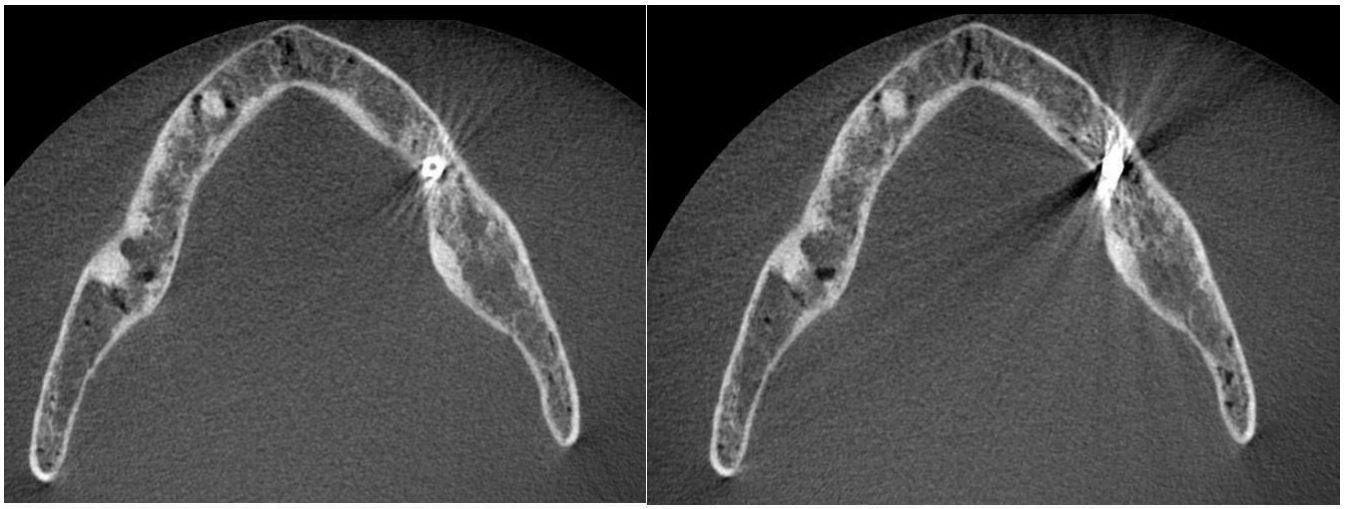
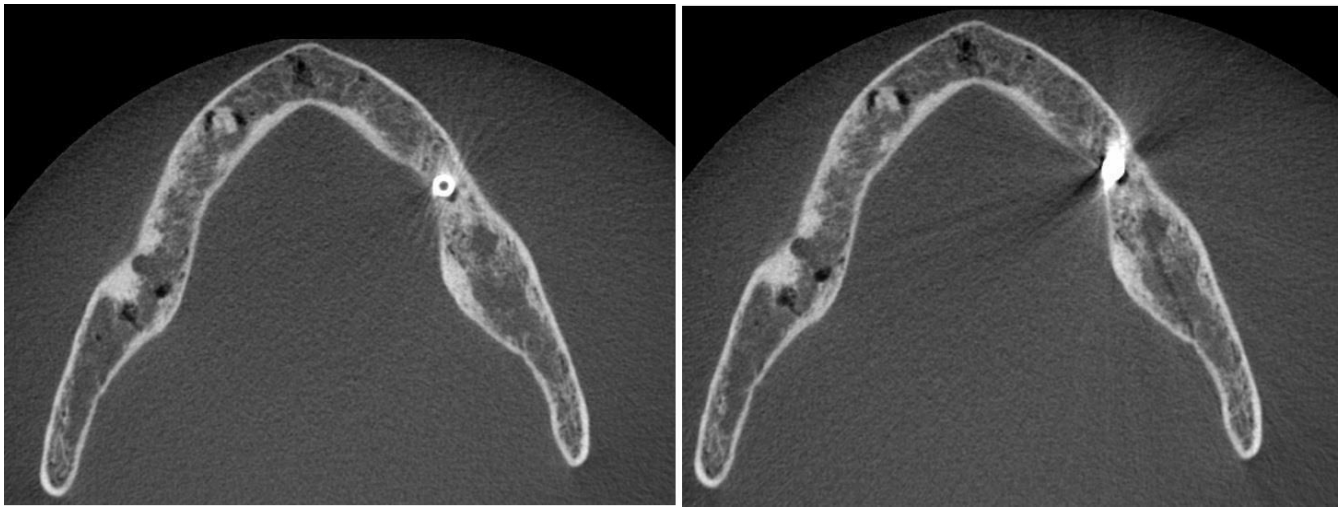


Figura 9 – TCFC para visualização de defeito distal grande utilizando implante de TiZr e Zr sob rotação total



Os dados foram analisados utilizando os programas de análise estatísticas SPSS v25 e Graphpad Prism v8. Os valores de concordância intra e inter observador foram obtidos utilizando o teste de Kappa ponderado. Para cada combinação de variáveis (tamanho do defeito, rotação do aparelho/quilovoltagem e tipo de implante) foi calculada para cada avaliador a área sob a curva ROC (Az) considerando a escala de 5-pontos, expressa como a média e DP dos avaliadores. Os valores de diagnóstico (acurácia, sensibilidade e especificidade) foram calculados para cada avaliador após a dicotomização da escala de 5-pontos, considerando 1 e 2 como ausência e 3, 4 e 5 como presença, expressos como média e DP dos avaliadores. O teste de análise de

variância dois fatores (ANOVA two-way), com post-hoc de Tukey, foi utilizado para comparar os valores de diagnóstico considerando a rotação/quilovoltagem e o tipo de implante, dentro da condição do tamanho do defeito. A comparação entre os valores de diagnóstico considerando o tamanho do defeito foi realizada pelo teste-t, considerando a mesma condição e utilizando a correção de Bonferroni-Dunn para múltiplas comparações. O nível de significância adotado foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Resultados

A média de valores de concordância intra observador foi moderada (0,676) e fraca para os valores inter observador (0,283), para a TCFC, e para as radiografias periapicais, moderada (0,785) para valores intra onservador e fraca (0,206) para os valores inter observador.

A tabela 3 mostra os valores de diagnóstico para a TCFC, considerando a área sob a curva ROC (Az), acurácia, sensibilidade e especificidade expressos com valores médios e desvio padrão (DP), para o diagnóstico de defeitos, considerando as variações de tamanho (1mm e 2mm), modo de escaneamento (180° e 360°) e tipo de implante (TiZr e Zr).

Para o tamanho de defeito de 1mm, independente da rotação utilizada e do tipo de implante não foram observadas diferenças significativas de Az, acurácia, sensibilidade e especifidade. Quando avaliados os defeitos de 2mm, observa-se aumento de Az, quando comparadas as rotações, com aumento significativo para o implante de TiZr, quando utilizado rotação total.

Os resultados para o grupo geral (soma do controle mais os grupos defeitos), apontam um aumento significativo do valor de Az para o implante de TiZr, quando utilizado o escaneamento total, além de um aumento dos valores de acurácia para o implante de TiZr comparado a Zr.

Para a sensibilidade e especificidade, não houve diferença entre os tipos de implantes na mesma condição de rotação, nem entre as rotações, considerando os mesmos implantes para ambos os tipos de defeitos.

Tabela 3. Média e desvio padrão (DP) dos valores de diagnóstico relacionados com o tamanho do defeito, modo de escaneamento e tipo de implante para a TCFC.

Tamanho	Rotação	Implante	Az		Acurácia		Sensibilidade		Especificidade	
			Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
1mm	Parcial	TiZr	0,732Aa	0,04	0,698Aa	0,04	0,762Aa	0,08	0,680Aa	0,07
		Zr	0,698Aa	0,04	0,635Aa	0,10	0,476Aa	0,30	0,680Aa	0,18
	Total	TiZr	0,782Aa	0,10	0,792Aa	0,07	0,714Aa	0,14	0,813Aa	0,06
		Zr	0,625Aa	0,0,13	0,646Aa	0,02	0,333Aa	0,22	0,733Aa	0,06
2mm	Parcial	TiZr	**0,655Ab**	0,14	0,667Aa	0,07	0,619Aa	0,08	0,680Aa	0,07
		Zr	0,829Aa	0,11	0,708Aa	0,15	0,809Aa	0,08	0,680Aa	0,18
	Total	TiZr	**0,901Aa**	0,05	0,867Aa	0,07	0,905Aa	0,08	0,813Aa	0,06
		Zr	0,774Aa	0,11	0,740Aa	0,05	0,762Aa	0,22	0,733Aa	0,06
Geral*	Parcial	TiZr	**0,698Ab**	0,06	0,684Aa	0,04	0,657Aa	0,10	0,680Aa	0,07
		Zr	0,759Aa	0,07	0,667Aa	0,08	0,643Aa	0,12	0,680Aa	0,18
	Total	TiZr	**0,847Aa**	0,08	**0,812Aa**	0,07	0,810Aa	0,11	0,813Aa	0,06
		Zr	0,720Aa	0,03	**0,667Ba**	0,03	0,548Aa	0,17	0,733Aa	0,06

Az: área sob a curva ROC; Ti-Zr: titânio-zircônia; Zr: zircônia; *Geral: Grupo controle + defeitos; Letra maiúscula entre tipo de implante, na mesma condição de rotação; Letra minúscula entre rotação, considerando o mesmo tipo de implante.

Os valores de média e desvio padrão dos valores de diagnóstico relacionados com o tamanho do defeito, quilovoltagem e tipo de implante relacionados à avaliação pela radiografia periapical digital estão dispostos na tabela 4.

Observa-se que o valor sob a curva (Az) foi significativamente menor para o implante de Zi, quando comparado ao TiZr, com 60kVp, para o defeito de 1mm.

Não houve influência da kVp, considerando os mesmos tipos de implante, para ambos os tamanhos de defeitos (1 e 2mm).

Os valores de acurácia, sensibilidade e especificidade se mostraram semelhantes entre os implantes, na mesma condição de kVp, para os defeitos avaliados. Assim como não houve influência da quilovoltagem, considerando os mesmos tipos de implante.

Tabela 4. Média e desvio padrão (DP) dos valores de diagnóstico relacionados com o tamanho do defeito, quilovoltagem e tipo de implante para a radiografia periapical digital.

Tamanho	kVp	Implante	Az		Acurácia		Sensibilidade		Especificidade	
			Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
1mm	60	TiZr	**0,818Aa**	0,09	0,740Aa	0,08	**0,809Aa**	0,08	0,720Aa	0,11
		Zr	**0,659Ba**	0,05	0,646Aa	0,05	**0,476Ba**	0,16	0,693Aa	0,08
	70	TiZr	0,700Aa	0,02	0,688Aa	0,06	0,714Aa	0,14	0,680Aa	0,07
		Zr	0,741Aa	0,07	0,708Aa	0,05	0,714Aa	0,14	0,707Aa	0,05
2mm	60	TiZr	0,796Aa	0,07	0,739Aa	0,07	0,809Aa	0,08	0,720Aa	0,11
		Zr	0,737Aa	0,09	0,698Aa	0,10	0,714Aa	0,14	0,693Aa	0,08
	70	TiZr	0,715Aa	0,11	0,688Aa	0,08	0,714Aa	0,14	0,680Aa	0,07
		Zr	0,629Aa	0,16	0,677Aa	0,05	0,572Aa	0,25	0,707Aa	0,05
Geral	60	TiZr	0,808Aa	0,08	0,752Aa	0,05	**0,810Aa**	0,04	0,720Aa	0,11
		Zr	0,697Aa	0,04	0,658Aa	0,06	**0,595Ba**	0,04	0,693Aa	0,08
	70	TiZr	0,717Aa	0,07	0,692Aa	0,08	0,714Aa	0,12	0,680Aa	0,07
		Zr	0,709Aa	0,04	0,684Aa	0,01	0,643Aa	0,07	0,707Aa	0,05

Az: área sob a curva ROC; Ti-Zr: titânio-zircônia; Zr: zircônia; *Geral: Grupo controle + defeitos. Letra maiúscula entre tipo de implante, na mesma condição de rotação; Letra minúscula entre rotação, considerando o mesmo tipo de implante.

Discussão

O diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares, tem sido um desafio rotineiro para o Cirurgião Dentista, sendo muitas vezes realizado de forma tardia, quando o defeito ósseo já está em estágio avançado, podendo significar perda do implante[9,34].

No presente estudo, observamos que o tipo de implante e o modo de escaneamento da TCFC possuem influências sob o diagnóstico de defeitos ósseos, sendo o implante de TiZr e o escaneamento total com valores mais altos de diagnóstico quando comparado ao de Zr e escaneamento parcial, respectivamente. Tal explicação seria a de que implantes de Zr produzem mais artefatos, por possuírem número atômico maior que implantes de TiZr e estes artefatos também são relacionados com o modo de escaneamento. Ao utilizar o escaneamento parcial (180°) é observado influência na densidade da imagem em decorrência do aumento do ruído nas imagens, como observado por Bechara *et al.,* (2012)[20]. O que explicaria no presente estudo, o maiores valores de diagnóstico para a rotação total. De-Azevedo-Vaz *et al*., (2013)[21] ao testar protocolos do aparelho iCAT Next Generation na

detecção de defeitos ósseos concluíram que o protocolo que usou o escaneamento total (360°) se mostrou estatiscamente superior em relação ao escaneamento parcial (180º).

Schriber *et al.,* (2020)[13] avaliaram a acurácia da TCFC para o diagnóstico de defeitos ósseos na parede vestibular em implantes de titânio, dióxido de zircônia e titânio zircônia, para isso foi utilizado o tomógrafo 3D Veraview X800 (Morita Corp.) sob os protocolos de 100 kVp, 3 mA, 180º, 100 kVp, 5 mA, 360° e 100 kVp, 7 mA, 360º e concluíram que os diferentes protocolos não demonstraram interferências significativas na detecção dos defeitos, resultado diferente ao encontrado neste estudo, porém, o diagnóstico foi afetado pela produção de artefatos, sendo os produzidos pelo implante de dióxido de zircônia, os mais severos. A influência dos artefatos produzidos por implantes de dióxido de zircônia também foi observada por Steiger-Ronay *et al*., (2018)[15] que constatou influência negativa na medição de defeitos ósseos dos artefatos produzidos por implantes de dióxido de zircônia subestimando em 1,28mm, as imprecisões foram atribuídas à influência negativa ampliada dos artefatos metálicos de dióxido de zircônia.

O tamanho do defeito também pode influenciar no seu diagnóstico, como demonstrado por Sirin *et al* (2012)[22] ao avaliar defeitos ósseos de diferentes tamanhos e observar que os defeitos de maior diâmetro, possuiam melhores valores de diagnóstico. Esta observação também foi encontrada por Pinheiro *et al., (*2015)[23] ao avaliar defeitos ósseos quimicamente criados em costelas bovinas. No presente estudo, foram encontradas diferenças significativas quando observados os defeitos de 2mm, indicando uma maior facilidade no diagnóstico em defeitos maiores.

Para as radiografias periapicais, vemos que as diferentes quilovoltagens não interferem no diagnóstico dos defeitos ósseos, porém o implante de TiZr apresenta maior acurácia em relação ao implante de Zr, com 60 Kvp. A escolha de uma menor quilovoltagem além de permitir uma melhor visualização no estudo, apresenta menor quantidade de radiação quando comparado a 70 kVp, trazendo benefício para o paciente. Poucos são os estudos que comparam o diagnóstico de defeito ósseos entre implantes de TiZr e Zr, uma explicação para o achado seria a maior densidade do implante de Zr que devido a menor atenuação dos feixes de raio X produzem imagens com maior contraste, dificultando a visualização dos defeitos. Steiger-Ronay *et* al., (2018)[15] em seu estudo, também testaram a acurácia na mensuração de

defeitos ósseos em implantes de titânio e dióxido de zircônia através da radiografia periapical, os resultados mostraram que as mensurações para o implante de titânio obtiveram melhores resultados do que implantes de dióxido de zircônia. Mais estudos que comparem a influência da composição de implantes dentários no diagnóstico de defeitos ósseos de radiografias periapicais são necessários a fim de serem produzidas mais evidências científicas sobre o tema.

Conclusão

Nas condições testadas nesse estudo, é possível concluir que:

-A acurácia da TCFC e da radiografia periapical variaram de moderada a boa para o diagnóstico de defeitos ósseos adjacentes à implantes de titânio-zircônia (Ti-Zr) e zircônia (Zr)

- O tipo de implante influencia a acurácia do grupo geral, com o implante de TiZr com valores mais altos de diagnóstico.

-O modo de escaneamento total influencia positivamente no valor de Az para os implantes de TiZr, nos defeitos de 2mm e no grupo geral

- A variação da quilovoltagem não interfere no diagnóstico dos defeitos ósseos, entretanto o implante de TiZr apresenta maior acurácia em relação ao de Zr, com 60 kVp.

Referências

1. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am. 1986;30(1):151-74.
2. 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
3. Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, Mealey BL, Papapanou PN, Sanz M, Tonetti MS. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. J Clin Periodontol. 2018;45(20):1-8.
4. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, Cochran D, Derks J, Figuero E, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G, Iacono V, Koo KT, Lambert F, McCauley L, Quirynen M, Renvert S, Salvi GE, Schwarz F, Tarnow D, Tomasi C, Wang HL, Zitzmann N. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. J Clin Periodontol. 2018;45(20):286-291.
5. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. J Periodontol. 2018 Jun;89 Suppl 1:S304-S312.
6. Padial-Molina M, Suarez F, Rios HF, Galindo-Moreno P, Wang HL. Guidelines for the diagnosis and treatment of peri-implant diseases. Int J Periodontics Restorative Dent. 2014 Nov-Dec;34(6):e102-11
7. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. J Periodontol. 2013;84(4):436-43.
8. Lin GH, Kapila Y, Wang HL. Parameters to Define Peri-Implantitis: A Review and a Proposed Multi-Domain Scale. J Oral Implantol. 2017;43(6):491-496.
9. Kuhl S, Zurcher S, Zitzmann NU, Filippi A, Payer M, Dagassan-Berndt D. Detection of peri-implant bone defects with different radiographic techniques – a human cadaver study. Clin. Oral Impl. Res. 2016; 27:529–534.
10. Harris D, Horner K, Grondahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, Bornstein MM, Dawood A, Quirynen M. E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in

implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. Clin. Oral Impl. Res.2012, 1–11.

11. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. J R Soc Interface. 2010 Oct; 6(7):515-27.
12. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. J Oral Implantol. 2011 Jun;37(3):367-76.
13. Schriber M, Yeung AWK, Suter VGA, Buser D, Leung YY, Bornstein MM. Cone beam computed tomography artefacts around dental implants with different materials influencing the detection of peri-implant bone defects. Clin Oral Impl Res. 2020;31:595–606
14. 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.
15. Steiger-Ronay V, Krcmaric Z, Schmidlin PR, Sahrmann P, Wiedemeier DB, Benic GI. Assessment of peri-implant defects at titanium and zirconium dioxide implants by means of periapical radiographs and cone beam computed tomography: An in-vitro examination. Clin Oral Implants Res. 2018 Dec;29(12):1195-1201.
16. Soares, JCACR. Princípios básicos de física em radiodiagnóstico. 2. ed. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.
17. Makins SR. Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. Dent Clin North Am. 2014 Jul;58(3):485-95.
18. 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. Clin. Oral Impl. Res. 2012, 1–8.
19. García-García M, Mir-Mari J, Benic GI, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Accuracy of periapical radiography in assessing bone level in implants affected by peri-implantitis: a cross-sectional study. J Clin Periodontol 2016; 43: 85–91.
20. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2012 Nov;114(5):658-65.

21. 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.
22. Sirin Y, Horasan S, Yaman D, Basegmez C, Tanyel C, Aral A, Guven K. Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study. J Oral Maxillofac Surg. 2012 Jul;70(7):1540-50.
23. Pinheiro LR, Gaia BF, Oliveira de Sales MA, Umetsubo OS, Santos Junior O, Cavalcanti MG. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2015 Jul;120(1):69-77.

.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA/ UFPE

UFPE - UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO - CAMPUS RECIFE - UFPE/RECIFE

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO IMAGINOLÓGICA DE DEFEITOS CIRCUNFERENCIAIS E INTERPROXIMAIS UTILIZANDO DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO.

Pesquisador: LAICE GARCIA RAMOS

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 20228019.0.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.695.807

Apresentação do Projeto:

Implantes dentários vêm sendo amplamente utilizados como terapia de escolha para o tratamento do edentulismo, apresentando elevados índices de sucesso ao longo dos anos, embora, não estão imunes a complicações associadas ao mau planejamento, execução cirúrgica, reabilitação protética e na sua manutenção, incluindo neste último as complicações de origem biológica definidas como doenças periimplantares que se apresentam sobre a forma de mucosite peri-implantar e peri-implantite. A avaliação de

imagem tornou-se o padrão ouro para a avaliação da condição do osso peri-implantar, por se tratar de um método não invasivo e tem por objetivo o diagnóstico de alterações sutis na estrutura óssea ao redor do implante durante as consultas de acompanhamento após a reabilitação com implantes dentários. Esta pesquisa trabalhará com 3 mandíbulas maceradas, em que receberão implantes dentários, e serão confeccionados defeitos ósseos, e em seguida serão submetidas a realização de radiografia periapical digital e tomografia computadorizada de feixe cônico para avaliação entre os dois métodos de estudo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral:

Comparar os resultados de radiografia periapical digital com os resultados de TCFC (iCAT Next Generation,

Imaging Sciences International) e os resultados obtidos entre os observadores Radiologistas odontológicos e Implantodontistas.

Objetivo Secundário:
Demonstrar a sensibilidade e especificidade, acurácia, concordância inter e intra-observador e área sob a curva (ASC) de característica de operação do receptor (ROC) de um sistema de radiografia periapical indireta por meio de placa de fósforo e em um equipamento de tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) para a detecção de defeitos ósseos peri-implantares simulados em mandíbulas humanas secas; Determinar a influência dos protocolos de aquisição: rotação total e parcial para obtenção das imagens e quilovoltagem com valores iguais a 60kVp e 70kVp.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:
As mandíbulas que serão utilizadas estarão sob risco de serem perdidas ou extraviadas por outrem ou danificadas em decorrência de mau uso. Para minimizar os riscos, o seu uso será restrito as atividades da pesquisa. Os riscos em relação a manipulação das mandíbulas e a exposição aos raios X serão minimizados através do uso de equipamento de segurança da Clínica de Radiologia Odontológica da UFPE, que segue as normas da ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

Como benefícios teremos um melhor conhecimento acerca do correto diagnóstico de defeitos ósseos peri implantares contribuirá para melhor escolha do tratamento a ser utilizado.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:
Trata-se de um estudo in vitro, que utilizará protocolos de aquisição de imagem de defeitos circunferenciais artificialmente preparados considerando implantes de titânio e de zircônia que serão instalados em região posterior de mandíbulas secas. A amostra será composta de 3 mandíbulas, cada uma receberá 4 implantes,

sendo 2 deles de zircônia e 2 de titânio, com dois implantes de cada tipo do lado direito e esquerdo distando entre eles uma distância de 3 mm. Anterior a instalação dos implantes, as mandíbulas serão analisadas com a utilização do tomógrafo a fim de buscar possíveis defeitos ósseos preexistente. Um operador realizará os defeitos na região cervical dos implantes para simular defeitos circunferenciais e interproximais (paredes mesial e distal) nos tamanhos de 1,0 mm e 2,0 mm de largura. Para auxiliar na medição dos defeitos ósseos será utilizado um paquímetro digital com precisão de 0,1mm e especímetro manual. Após a instalação dos implantes, será realizada a primeira aquisição de imagens, através da utilização do aparelho i-CAT Next Generation utilizando as configurações de 120 kVp, 5mA, FOV 8cm, tamanho de voxel igual a 0,25mm e utilização de rotação total e parcial para obtenção das imagens. Já para a radiografia periapical digital, as imagens serão obtidas através da utilização de placa de fósforo do sistema digital Express® Cada mandíbula será colocada dentro de um recipiente cilíndrico de plástico (20 cm de diâmetro) preenchido com água para simulação de tecidos moles e mantido em posição com a ajuda de um material de moldagem. O recipiente será colocado no centro do FOV e as imagens serão adquiridas antes e após a inserção dos implantes para gerar três conjuntos de imagens: um conjunto para controle (sem defeito); um conjunto para implantes de titânio e um conjunto para implantes de zircônia. Dois radiologistas orais e um implantodontista serão previamente calibrados para o experimento. Eles avaliarão cegamente todas as imagens sob condições de iluminação fraca. As imagens serão analisadas no intervalo de duas semanas e as repetições serão realizadas um mês após as análises iniciais. Eles poderão ajustar o brilho e o contraste e usar a ferramenta de zoom,mas os filtros específicos não serão permitidos. Quando um defeito for detectado por um avaliador durante a observação da TCFC, ele usará a ferramenta de mensuração do próprio software para fornecer a medição linear quantitativa. As medições de largura e profundidade dos defeitos para imagens de TCFC serão medidas duas vezes, e a média será calculada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A pesquisadora responsável anexou os seguintes documentos conforme recomenda a Resolução Nº466/12:

1- folha de Rosto, devidamente assinada e carimbada.

2-Declaração de vínculo na pós-graduação;

3- Termo de compromisso e confidencialidade;
4- Projeto detalhado no formato world;
5- Justificativa para ausência de TCLE;
6-Currículo lattes dos pesquisadores;
7- Carta de anuência da Clínica de Imaginologia Professor Ageu de Aquino Sales, do Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva;
8- Cronograma e Orçamento adequados.

Recomendações:
Sem recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:
Projeto Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:
As exigências foram atendidas e o protocolo está APROVADO, sendo liberado para o início da coleta de dados. Informamos que a APROVAÇÃO DEFINITIVA do projeto só será dada após o envio do Relatório Final da pesquisa. O pesquisador deverá fazer o download do modelo de Relatório Final para enviá-lo via "Notificação", pela Plataforma Brasil. Siga as instruções do link "Para enviar Relatório Final", disponível no site do CEP/CCS/UFPE. Após apreciação desse relatório, o CEP emitirá novo Parecer Consubstanciado definitivo pelo sistema Plataforma Brasil.
Informamos, ainda, que o (a) pesquisador (a) deve desenvolver a pesquisa conforme delineada neste protocolo aprovado, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao voluntário participante (item V.3., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).
Eventuais modificações nesta pesquisa devem ser solicitadas através de EMENDA ao projeto, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.
Para projetos com mais de um ano de execução, é obrigatório que o pesquisador responsável pelo Protocolo de Pesquisa apresente a este Comitê de Ética relatórios parciais das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação (item X.1.3.b., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).
O CEP/CCS/UFPE deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (item V.5., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). É papel do/a pesquisador/a assegurar todas as medidas imediatas e adequadas frente a evento adverso grave

ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e ainda, enviar notificação à ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, junto com seu posicionamento.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1420360.pdf	07/11/2019 15:56:23		Aceito
Outros	CARTA_DE_RESPOSTA_AS_PENDENCIAS.docx	07/11/2019 15:54:11	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	justificativa_tcle.doc	05/09/2019 11:37:16	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	05/09/2019 11:23:13	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP.doc	05/09/2019 11:18:19	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Outros	declaracao_de_vinculo.pdf	27/08/2019 23:32:27	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Outros	termo_de_confidencialidade.pdf	27/08/2019 23:31:45	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Outros	carta_de_anuencia.pdf	27/08/2019 23:30:26	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Outros	Curriculo_do_Sistema_de_Curriculos_Lattes_Laice_Garcia_Ramos.pdf	27/08/2019 23:23:03	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Andrea_dos_Anjos_Pontual.pdf	27/08/2019 23:22:36	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito
Outros	Curriculo_do_Sistema_de_Curriculos_Lattes_Flavia_Maria_de_Moraes_Ramos_Perez.pdf	27/08/2019 23:19:58	LAICE GARCIA RAMOS	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

RECIFE, 11 de Novembro de 2019

Assinado por:
Gisele Cristina Sena da Silva Pinho
(Coordenador(a))

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br

ANEXO B – CARTA DE ANUÊNCIA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE CLÍNICA E ODONTOLOGIA PREVENTIVA

CARTA DE ANUÊNCIA

Declaramos para os devidos fins, que aceitaremos (o) a pesquisador (a) **Laice Garcia Ramos**, a desenvolver o seu projeto de pesquisa **Avaliação imaginológica de defeitos circunferenciais e interproximais utilizando diferentes protocolos de aquisição**, que está sob a coordenação/orientação do (a) Prof. (a) **Flávia Maria de Moraes Ramos-Perez** cujo objetivo é **a avaliação de defeitos peri implantares através da utilização de diferentes protocolos de aquisição**, na **Clínica de Imaginologia Professor Ageu de Aquino Sales.**

Esta autorização está condicionada ao cumprimento do (a) pesquisador (a) aos requisitos das Resoluções do Conselho Nacional de Saúde e suas complementares, comprometendo-se utilizar os dados pessoais dos participantes da pesquisa, exclusivamente para os fins científicos, mantendo o sigilo e garantindo a não utilização das informações em prejuízo das pessoas e/ou das comunidades.

Antes de iniciar a coleta de dados o/a pesquisador/a deverá apresentar a esta Instituição o Parecer Consubstanciado devidamente aprovado, emitido por Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, credenciado ao Sistema CEP/CONEP.

Local, em 19 / 07 / 2019.

[redacted]

Nome/assinatura e **carimbo** do responsável onde a pesquisa será realizada

Profª. Mª. Luiza dos Anjos Pontual
Sebchefe do Depto. de Clínica
e Odontologia Preventiva
SIAPE: 1552665