LUCAS RODRIGUES PINHEIRO

**Tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de
defeitos ósseos peri-implantares quimicamente simulados em costelas
bovinas frescas**

São Paulo

2015

LUCAS RODRIGUES PINHEIRO

**Tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de
defeitos ósseos peri-implantares quimicamente simulados em costelas
bovinas frescas**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para obter o título de
Doutor em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraiso
Cavalcanti

São Paulo

2015

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

Pinheiro, Lucas Rodrigues.

Tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de defeitos ósseos peri-implantares quimicamente simulados em costelas bovinas frescas / Lucas Rodrigues Pinheiro; orientador Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti. -- São Paulo, 2015.

56 p. : il. : fig., 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas -- Área de concentração Clínica Integrada. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Tomografia computadorizada por raios X. 2. Radiografia periapical. 3. Implantodontia - Complicações. 4. Implantodontia - Doenças. I. Cavalcanti, Marcelo de Gusmão Paraíso. II. Título.

Pinheiro LR. Tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de defeitos ósseos peri-implantares quimicamente simulados em costelas bovinas frescas. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obter o título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2015

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, João e Graça, pelo amor incondicional e todo suporte sentimental, financeiro e profissional para que pudéssemos realizar esse sonho de nossa família. Vocês são os grandes “culpados” de tudo isso.

Aos meus Avós Maués e Consuelo, Abadio e Delfina. Estiveram comigo a todo momento, cada um a sua distância.

A minha irmã, Maria Clara, por aguentar meus momentos de mau humor e por ter sido forte quando precisei estar ausente.

A minha namorada, Mariana, por todo apoio, carinho, compreensão. Só um amor muito forte, igual ao nosso, para se manter firme durante 6 anos de distâncias impostas por estarmos em cidades diferentes. Você foi fundamental para eu me manter firme no meu objetivo e superar as dificuldades.

Ao professor Marcelo Cavalcanti, pelo exemplo de profissional, por acreditar e apostar suas fichas em um jovem rapaz recém formado que chegou no LABI-3D, como ele costuma dizer, “sem saber o que era esquerda, direita, cima e baixo”. Hoje posso dizer que aprendi alguma coisa e o maior responsável por isso foi o senhor. Muito obrigado pela oportunidade de ser seu aluno e amigo.

Ao Laboratório de imagem em terceira dimensão - LABI-3D, que me fez crescer profissionalmente e pessoalmente, ensinou-me a importância do trabalho em equipe, a respeitar e ser respeitado, me mostrou que é possível se fazer ciência de forma ética e profissional e me presenteou com vários amigos.

Aos amigos feitos durante o Doutorado, Alexandre, Andréia, Arthur, Bruno, Denise, Felipe, Fernanda, Marcelo Sales, Marco, Oseas, Otavio e Solange. Tudo foi bem mais fácil com a ajuda e amizade de vocês.

Aos Professores William C. Scarfe e Alan G. Farman por todos os ensinamentos passados durante minha estada na Universidade de Louisville.

Ao Professor Dr. Cláudio Mendes Pannuti pela incondicional disponibilidade no auxílio estatístico dos resultados.

A Bibliotecária Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro, pela presteza, gentileza e rapidez durante a correção desta tese.

A todas as secretarias do departamento de Estomatologia e pós-graduação, em especial para Alessandra, Cecília, Cidinha, Katia, Nina e Regina.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

A todos os professores das disciplinas de Clínica Integrada e Radiologia.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, pelo apoio em parte da bolsa de Doutorado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - pelo apoio em maior parte da bolsa de Doutorado – Processo Nº 2011/20304-9.

À Universidade de Louisville – Louisville, Kentucky.

Ao Centro Universitário do Pará.

Ao Instituto Evandro Chagas.

A Implacil de Bortoli, especialmente ao Dr. Newtom De Bortoli Junior, que tornou essa pesquisa possível cedendo os implantes e materiais necessários para instalação dos mesmos.

À Kavo do Brasil, pelos esforços ilimitados para disponibilizar o uso do tomógrafo iCAT Next Generation.

A Radium Radiologia Odontológica, especialmente a Dra. Denise Takehana dos Santos, por possibilitar auxílio e uso do tomógrafo iCAT Next Generation.

RESUMO

Pinheiro LR. Tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de defeitos ósseos peri-implantares quimicamente simulados em costelas bovinas frescas [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

O objetivo deste estudo foi avaliar a acurácia, sensibilidade, especificidade e concordância inter e intra-observador dos exames radiográficos: radiografia periapical digital indireta (RP) por meio de placas de fósforo e tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) na detecção de defeitos ósseos peri-implantares quimicamente simulados com Ácido Perclórico a 70%. 80 implantes foram instalados em blocos de costela bovina. Os implantes foram divididos em 2 grupos (grupo controle e grupo teste), em seguida o grupo teste foi dividido em 2 subgrupos (G1 e G2). O grupo G1 foi exposto a 4h de ácido causando defeitos de aproximadamente 3-4 mm de profundidade e largura ≤ 1 mm, enquanto o grupo G2 foi exposto a 12h. Posteriormente, as amostras foram submetidas a um sistema de Radiografia digital indireta por meio de placa de fósforo (CS 7600) e a dois diferentes tomógrafos, utilizando variados protocolos (iCAT Next Generation e 3D Accuitomo 170). Os observadores avaliaram as imagens em um programa de visualização independente (OsiriX MD) utilizando a ferramenta a 3D-RMP que permite explorar cortes axiais, coronais, sagitais, parassagitais e circunferenciais simultaneamente. Nas amostras avaliadas por radiografia periapical, os valores da ASC encontrados nas amostras com defeitos ósseo menores variaram entre 0,442 a 0,534; no iCAT Next Generation, variaram entre 0,645 a 0,828 em dois protocolos diferente. No 3D Accuitomo 170, variaram entre 0,563 a 0,904, em protocolos diferentes. No grupo com defeito ósseos maiores os resultados foram superiores. Na radiografia periapical, os valores encontrados variaram entre 0,652 a 0,771; no iCAT Next Generation, variaram entre 0,708 a 0,946 em dois protocolos diferentes e no 3D Accuitomo 170, entre 0,628 a 0,962 em 4 protocolos diferentes. A radiografia periapical foi a modalidade testada que obteve pior desempenho, especialmente no grupo de lesões menores. O protocolo de 90 kVp, FOV 4x4 cm e 1009 projeções de raios-X do 3D Accuitomo 170 foi o que obteve os valores de diagnóstico mais altos. A TCFC obteve resultados mais satisfatórios que a RP para a detecção de defeitos ósseos peri-implantares. Porém o uso da TCFC deve ser cauteloso e criterioso na hora da escolha do protocolo de aquisição adequado para cada situação.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada por feixe cônico. Radiografia periapical. Defeitos ósseos peri-implantares.

ABSTRACT

Pinheiro LR. **Cone beam computed tomography for identification of peri-implant bone loss chemically simulated in fresh bovine ribs [thesis]**. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

The aim of this study was to test the accuracy, sensitivity, specificity, inter and intra-observer and area AZ values of two radiographic examinations: digital periapical radiographs and cone beam computed tomography (CBCT) in the detection of two sizes of peri-implant bone defects chemically simulated with Perchloric Acid 70%. PR and CBCT were performed in 80 dental implants installed in blocks of bovine rib. An indirect digital radiography system using smart phosphor plates (CS 7600) and two different CBCT scanners, using different protocols (iCAT Next Generation 3D Accuitomo 170) were evaluated. Observers evaluated the images in a separate DICOM viewer (OsiriX MD) using the 3D-RMP tool. This tool allows the visualization of axial, coronal, sagittal, cross-section and circumferential images. In samples evaluated by periapical radiography, the AZ values found in the samples with smaller bone defects ranged from 0.442 to 0.534; in iCAT Next Generation, ranged from 0.645 to 0.828 in two different protocols. In 3D Accuitomo 170, ranged 0.563-0.904 in four different protocols. In the group with larger bone defect results were superior. In periapical, the values found ranged from 0.652 to 0.771; iCAT the Next Generation ranged from 0.708 to 0.946 in two different protocols and 3D Accuitomo 170, 0.628-0.962 in 4 different protocols. Periapical radiographs were tested method that had a worse performance, especially in the smaller lesions group. The protocol FOV 4x4 cm and 1009 frames of 3D Accuitomo 170 had the highest diagnostic values. The CBCT proved to be a useful imaging modality for detecting the peri-implant bone defects, with better results than PR. But the use of CBCT should be cautious and careful when choosing the acquisition protocol appropriate for each situation.

Keywords: Cone beam computed tomography. Periapical Radiography. Peri-implant bone defects.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAOMR	Academia Americana de Radiologia Odontológica
ALADA	As Low As Diagnostically Accpetable (Menor radiação possível para um diagnostic aceitável)
ANOVA	Análise de uma fator de variância
ASC	Área sobre a curva
CBMF	Cirurgiões Buco-Maxilo-Facial
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DOPis	Defeitos ósseos perimplantares
FOV	Campo de Visão
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
Kv	Kilovoltagem
RO	Radiologistas odontológicos
ROC	Característica de operação do receptor
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada por feixe cônico
TIFF	Tagged Image File Format
TLDs	Termoluminescentes

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 Exame radiográfico convencional em implantodontia e doenças peri-implantares	12
2.2 Tomografia Computadorizada em implantodontia	13
2.3 Artefatos metálicos	13
2.4 Detecção de defeitos ósseos peri-implantares por meio de exames radiográficos	15
3 PROPOSIÇÃO	17
4 MATERIAL E MÉTODOS	18
4.1 Seleção de espécimes	18
4.2 Preparação do sítio, instalação dos implantes e simulação do defeito ósseo	19
4.3 Aquisições e análises das imagens	23
4.4 Estatísticas	28
5 RESULTADOS	30
5.1 Radiografia periapical digital indireta por meio de placa de fósforo	31
5.2 Tomografia computadorizada por feixe cônico – iCAT Next Generation	34
5.3 Tomografia computadorizada por feixe cônico – 3D Accuitomo 170	37
6 DISCUSSÃO	42
7 CONCLUSÕES	47
REFERÊNCIAS	48
ANEXO	54

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral de pacientes parcialmente ou completamente edêntulos com implantes dentários de titânio é funcional, possui alto índice de sucesso e é cada vez mais acessível, sendo considerado um tratamento estabelecido¹⁻³. Sendo assim o número de pacientes com implantes dentários instalados vem aumentando consideravelmente. Consequentemente problemas relacionados a este tratamento também vem aumentando, especialmente as doenças peri-implantares^{3, 4}.

As doenças peri-implantares são divididas em dois tipos: mucosite peri-implantar e Peri-implantite. Mucosite peri-implantar consiste na inflamação dos tecidos moles ao redor do implante, sem evidências de perda óssea. Peri-implantite é o processo inflamatório ao redor do implante, incluindo reabsorção progressiva do osso de suporte. Portanto o diagnóstico de perda óssea é muito importante na diferenciação dos tipos de doenças peri-implantares. Essa diferenciação influencia diretamente no tratamento e prognóstico³⁻⁶. Entretanto, esse tipo de diagnóstico tem sido um desafio para os cirurgiões dentistas, especialmente o diagnóstico precoce.

A sondagem periodontal é uma importante ferramenta para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares (DOPIs). Porém, essa ferramenta não pode ser considerada absoluta. Outros sinais como, radiolucência radiográfica, devem ser correlacionados⁷.

As técnicas radiográficas bidimensionais são outras importantes ferramentas e são rotineiramente utilizadas para auxiliar na detecção de DOPIs. Entretanto essas técnicas possuem limitações como distorção, sobreposição de imagens, não mostram adequadamente as regiões lingual e vestibular e possuem baixa sensibilidade na detecção de perda óssea inicial⁷⁻¹³.

A tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) é uma técnica radiográfica tridimensional que vem cada vez mais se tornando rotina para o cirurgião dentista. A TCFC possui diversas aplicações como: análise da altura e espessuras ósseas para planejamento de implantes, localização exata de estruturas anatômicas nobres, planejamento de enxertos ósseos¹⁴⁻¹⁶, preservação de implantes e mapeamento tridimensional de reabsorção óssea^{11, 17, 18}. Apesar de ser o que há de mais moderno em diagnóstico radiográfico na odontologia, a TCFC também possui limitações. A presença de objetos metálicos, como implantes dentários de titânio, durante a aquisição tomográfica causam artefatos de imagem. Esses

artefatos são conhecidos como artefatos metálicos e podem degradar seriamente a qualidade das imagens tomográficas, em alguns casos ao ponto de comprometer seriamente o diagnóstico. Isto se deve ao fato que o raios-X são compostos de fótons individuais com um amplo espectro de energia. Quando o feixe passa através do objeto, sua energia aumenta, pois os fótons de baixa energia são absorvidos mais rapidamente que os de alta energia. Os artefatos metálicos podem ser piorados ou minimizados, dependendo dos parâmetros aquisição (quilovoltagem pico e miliamperagem, número de projeções na aquisição, tamanho do campo de visão e espessura de voxel) e de pós processamento (algoritmos de reconstrução de softwares, ferramentas de reconstrução de imagem e filtros) 17, 19-22.

Outra importante questão é a dose de radiação. As aquisições de TCFC tem uma dose de radiação significativamente menor que tomografias computadorizadas espirais^{16, 23, 24}, porém consideravelmente maior que as radiografias bidimensionais²⁴. Para a escolha da melhor técnica radiográfica deve ser respeitado o conceito ALADA (“*as low as diagnostically acceptable*” - menor radiação possível para um diagnóstico aceitável)⁵⁶.

Por fim, o conhecimento e a experiência do cirurgião dentista na interpretação de exames radiográficos, especialmente de TCFC devido a sua complexidade, são muito importantes para um diagnóstico confiável. Segundo a Academia Americana de Radiologia Odontológica (AAOMR), qualquer exame de TCFC, independente da razão do exame, deve ser sistematicamente avaliado por um dentista ou radiologista com treinamento específico em interpretação de TCFC²⁵.

Baseado nos dados acima esse estudo foi elaborado e desenvolvido, com a finalidade de preencher algumas lacunas ainda presentes na literatura como: a influência de diferentes quilovoltagens (kV), tamanho do campo de visão (FOV) e número de projeções; a natureza da simulação dos defeitos ósseos por meio de ácido perclórico a 70% ao invés de brocas; uma correta análise de imagens radiográficas e tomográficas por meio de visualizadores DICOM que permitem explorar por completo as imagens, utilizando ferramentas de pós processamento; a experiência e treinamento específico em interpretação de imagens de TCFC. Todas essas questões ainda pouco discutidas nas áreas de implantodontia e imagem.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A reabilitação oral de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos com implantes dentários de titânio é um tratamento de rotina e cada vez mais presente no dia-a-dia do Cirurgião Dentista. Consequentemente problemas relacionados a este tratamento também vem aumentando, especialmente as doenças peri-implantares¹⁻³. As doenças peri-implantares são divididas em dois tipos: mucosite peri-implantar e Peri-implantite. Mucosite peri-implantar consiste na inflamação dos tecidos moles ao redor do implante, sem evidências de perda óssea. Peri-implantite é o processo inflamatório ao redor do implante, incluindo reabsorção progressiva do osso de suporte^{3, 4}. A literatura estima que 10 a 47.1% de implantes dentários possuem reabsorção óssea combinada com sangramento durante a sondagem periodontal^{4, 5, 7, 26, 27}. A mucosite peri-implantar é geralmente reversível, quando é diagnosticada precocemente e a causa é removida. Alguns autores a consideram como precursora da peri-implantite. O limiar de diferenciação da mucosite peri-implantar com a peri-implantite é tênue. Em muitas situações os exames radiográficos bidimensionais ou tridimensionais são essenciais para o correto diagnóstico de perda óssea. Cabe ao Cirurgião Dentista saber indicar o melhor exame radiográfico para cada situação específica.^{4, 7, 25}

2.1 Exame radiográfico convencional em implantodontia e doenças peri-implantares

A radiologia participa de forma imprescindível na obtenção de sucesso no tratamento reabilitador com implantes, é fundamental em diversas fases da intervenção, e não pode ser descartada em nenhuma delas.

Os exames radiográficos representam uma das principais etapas do planejamento, sendo muito importantes nas fases pré-operatória, pós-operatória e reabilitação protética. As radiografias periapical e panorâmica são amplamente utilizadas durante esses processos. A radiografia periapical é utilizada comumente para se avaliar com mais precisão uma pequena área, identificando pequenas patologias, limites de reparos anatômicos e qualidade óssea e é a mais utilizada para o diagnóstico de reabsorção óssea peri-implantar. A radiografia panorâmica é útil para obter uma perspectiva geral do complexo maxilo-mandibular, podendo ser feitos traçados e reconhecimento anatômico para elaboração do plano de tratamento. As radiografias bidimensionais possuem limitações que podem comprometer um planejamento para implante, como o grau de ampliação, a sobreposição de imagens, dificultando a identificação de estruturas anatômicas importantes, a medida real

da área receptora, principalmente na espessura óssea e a avaliação tridimensional de possíveis defeitos ósseos ao redor do implante fica comprometida^{7, 9, 15, 28}.

2.2 Tomografia Computadorizada em implantodontia

A tomografia computadorizada já é usada na implantodontia há bastante tempo, utilizando tomógrafos espirais, porém o acesso era restrito devido aos altos custos desse exame. Com o surgimento da TCFC adaptada para a odontologia, com custos bem mais acessíveis, dose de radiação e softwares específicos para planejamento em implantodontia, o uso se popularizou possibilitando a visualização em todos os ângulos do complexo maxilomandibular, com total possibilidade de realização de medidas ósseas e visualização da anatomia complexa existente, eliminando assim limitações existentes em radiografias convencionais^{29, 30}.

Existem várias indicações para o uso da TCFC no planejamento para implantes, a observação e localização exata de estruturas anatômicas nobres como o seio maxilar, forame incisivo, canal mandibular, entre outras. Por meio de um guia tomográfico pode se planejar na tomografia a localização do implante levando em conta as três dimensões, muito importante para pacientes que tem pouca quantidade de osso e onde a estética é imprescindível. O implante com fixação zigomática é uma técnica usada alternativamente em pacientes que não possuem quantidade suficiente de osso para a fixação do implante, sendo indispensável o uso da TCFC para o planejamento desse tipo de técnica. A TCFC possibilita ainda uma avaliação precisa para a realização de enxertos, podendo se estudar de forma acurada os detalhes anatômicos das áreas doadora e receptora^{15, 16, 31}.

2.3 Artefatos metálicos

A Tomografia Computadorizada apesar de ser um exame completo para o planejamento de implantes possui suas limitações no pós-operatório devido aos artefatos metálicos causados pelo implante. Em TC, o termo artefato é aplicado a qualquer discrepância entre os números da TC nas imagens reconstruídas do objeto e o verdadeiro coeficiente de atenuação deste objeto^{20-22, 32}. Segundo Scarfe e Farman^{15, 32} um artefato é qualquer distorção ou erro na imagem que é relacionado com o material que esta sendo estudado.

Restaurações metálicas, implantes osseointegrados, aparelhos ortodônticos, núcleos intraradiculares e próteses fixas prejudicam, significativamente, a visualização do exame tomográfico

devido ao aparecimento de artefatos, degradando a qualidade das imagens da TC e até mesmo tornando o diagnóstico inconclusivo^{18, 32}.

O artefato mais comumente encontrado na Tomografia Computadorizada é o “Beam hardening” ou efeito de “endurecimento” do raio, que faz com que, ao ser examinado, a borda do objeto tenha a aparência mais brilhante que o centro do objeto. Este tipo de artefato é causado devido ao aumento na energia dos raios-x principais ou endurecimento dos feixes de raios-x que atravessam o objeto examinado. Este fenômeno ainda pode ser responsável pelo aparecimento de bandas e estrias escuras entre dois objetos densos²⁰⁻²².

Pelo fato do feixe de raios-x de baixa energia ser mais facilmente atenuado do que o de alta energia, quando o feixe policromático de raios passa por um objeto, perde, preferencialmente, as partes de baixas energias do seu espectro. Isto resulta em um feixe que, reduzido em sua intensidade em toda parte, tenha uma média de energia maior do que o feixe de raios x que incide inicialmente. Em objetos irregulares, é comumente difícil a diferenciação entre o ‘Beam hardening’ e as variações do material metálico. Os fabricantes de tomógrafos minimizam o efeito do ‘Beam hardening’ utilizando filtros, calibrações com a utilização de um ‘phantom’ e programas específicos para a correção deste tipo de artefato. A utilização de programas de redução de artefatos é em diversas ocasiões limitada, pois em alguns casos, ainda pode-se observar perda de detalhes ao redor da interface do metal, o que em muitas vezes também pode corresponder à região de interesse do exame^{21, 22, 33}.

Em um estudo prévio²⁰, os autores avaliaram os artefatos metálicos causados por implantes de titânio. Estes estudaram as propriedades físicas do processo de aquisição e do pós-processamento de modelos de gesso com hastes de titânio e chegaram a conclusão que a liga metálica provoca enorme “endurecimento de feixe”, concluíram também que a diminuição desses artefato só será possível com uma sofisticada remodelação matemática no processo de aquisição.

Durante os últimos anos, diversos algoritmos foram propostos em TC para reduzir os artefatos causados pelos objetos metálicos. Nenhum destes foi capaz de eliminá-los completamente e produzir uma imagem adequada ao alto grau de contraste e resolução da TC^{34, 35}.

Embora, os aparelhos de TCFC também possuam algoritmos de supressão de artefatos, estes ainda se encontram em níveis inadequados, dificultando o diagnóstico radiográfico²⁰.

2.4 Detecção de defeitos ósseos peri-implantares por meio de exames radiográficos

O uso da TC para a avaliação pós cirúrgica e preservação ainda é pouco difundido. Poucas evidências científicas na literatura suportam o uso da TCFC nesse tipo de avaliação. Muitas dúvidas ainda permanecem, inclusive se a TCFC seria mais eficaz que a radiografia periapical, alguns estudos foram desenvolvidos com a tentativa de esclarecer esses pontos.

Schliephake et al.⁹ avaliaram três técnicas radiográficas em sua precisão na interpretação do nível ósseo marginal peri-implantar. Conclui-se que a avaliação do nível e regeneração em defeitos ósseos com implantes bucais continua a ser problemática, e os dados de radiografia periapical consideravelmente tendem a superestimar a ancoragem óssea dos implantes.

Mengel et al.¹¹ investigaram a precisão e a qualidade das simulações de defeitos peri-implantares através de radiografia periapical, radiografia panorâmica, tomografia computadorizada singleslice, e tomografia computadorizada por feixe cônico. A tomografia computadorizada singleslice e por feixe cônico tiveram pequenos desvios em relação ao padrão ouro, concluindo-se que as duas técnicas tiveram resultados satisfatórios, porém na tomografia computadorizada por feixe cônico observou-se um melhor desempenho.

Com o objetivo de avaliar a precisão da medida de espessura da cortical óssea adjacente a implantes dentários usando dois diferentes tomógrafos por feixe cônico, Razavi et al.³⁶ realizaram um estudo in-vitro. Concluíram, dentro das limitações do estudo, que o tomógrafo iCAT next generation com voxel 0.3mm não forneceu medidas suficientemente acuradas para cortical óssea delgada enquanto no tomógrafo Accuitomo 3D60 observou-se uma melhor resolução e medidas mais confiáveis.

Sirin et al.¹³ compararam a detecção de defeitos peri-implantes de crista óssea por meio de radiografia periapical analógica e digital direta, radiografia panorâmica, TCFC (Newton 3G) e TC multislice. Os autores mediram o tempo necessário para o diagnóstico em cada modalidade. Eles concluíram que a radiografia digital direta e analógica podem promover um diagnóstico mais rápido, sendo a opção mais confiável na detecção de radiolucências peri-implantares. Já a TCFC teve potencial comparável mas com maior tempo de decisão e imagem com qualidade inferior.

Dave et al.³⁷ testaram a acurácia da radiografia periapical e da TCFC no diagnóstico de defeito ósseos peri-implantares. Os implantes foram instalados em costelas bovinas, os defeitos foram simulados utilizando a técnica de sobrefresagem. As análises foram feitas por observadores com pouca experiência em imagens de TCFC em imagens axiais, coronais, sagitais isoladas que foram transferidas para o software Microsoft PowerPoint. Os autores concluíram que a radiografia periapical foi significativamente melhor do que a TCFC.

De-Azevedo-Vaz et al.³⁸ testaram a TCFC na detecção de deiscência peri-implantar. Utilizaram amostras de costelas bovinas e as deiscências foram simuladas por meio de broca esférica. Os autores compararam duas variáveis de protocolos do tomógrafo iCAT Next Generation (aquisições em 180° e 360° além das espessuras de voxel 0,12 e 0,2mm). Os autores não forneceram maiores informações a respeito de como foram realizadas as observações. Os autores concluíram que a TCFC rendeu maiores valores de diagnóstico no protocolo de aquisição de 360° e não houve diferença entre as espessuras de voxel testadas.

Kamburoglu et al.³⁹ investigaram a influência de uma ferramenta de redução de artefato metálico da TCFC na detecção de defeitos ósseos peri-implantares na região vestibular. Os autores utilizaram brocas esféricas para simular os defeitos ósseos. Os observadores não utilizaram um software visualizador de DICOM, apenas imagens parassagittais previamente selecionadas foram analisadas em formato TIFF. Os autores concluíram que não houve diferença entre as análises com e sem a ferramenta de redução de artefato.

Com objetivo de estudar a viabilidade e acurácia da TCFC na detecção e mensuração de defeitos ósseos peri-implantares vestibulares e a influência de diferentes FOVs. Kamburoglu et al.¹⁷ simularam defeitos de variados tamanhos de broca esférica. As aquisições tomográficas foram realizadas no aparelho 3D Accuitomo 170 e as imagens analisadas no software nativo (i-Dixel 2.0). Os autores não observaram diferença entre os FOVs. As medidas realizadas nas imagens de TCFC tiveram forte correlação com as medidas físicas (padrão ouro).

Em estudo recente, Ritter et al.¹⁸ testaram a acurácia da TCFC e radiografia periapical na visualização do osso peri-implantar comparando-as com a histologia. Os implantes dentários foram instalados em cachorros com defeitos ósseos crônicos peri-implantares na região vestibular. Os autores concluíram que a TCFC proveu informações úteis, ainda que com limitações devido ao artefato metálico, sobre o osso em todas as regiões ao redor de implantes com variadas acurácias. A radiografia periapical teve um desempenho similar nas regiões mesial e distal apenas.

3 PROPOSIÇÃO

- 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 dois equipamentos de tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) para a detecção de defeitos ósseos peri-implantares (DOPIs) simulados quimicamente em costelas bovinas.
- Determinar a influência das seguintes variáveis de protocolos de aquisição: tamanhos de campos de visão (FOV), valores de voltagem do tubo de Raios X (kVp) e número de projeções
- Comparar os resultados de radiografia periapical com os resultados de TCFC (3D Accuitomo 170) e os resultados obtidos entre observadores Radiologistas odontológicos (RO) e Cirurgiões Buco-Maxilo-Facial (CBMF).

4 MATERIAL E MÉTODOS

Com a aprovação da Comissão de Ética no uso de animais do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo registrado sob número 13 na folha 124 do livro 02, foram utilizadas costelas bovinas para consumo humano (Anexo A).

4.1 Seleção de espécimes

No presente estudo baseado em literatura prévia^{36, 40-42} utilizou-se um total de 20 blocos de costelas medindo aproximadamente 45 x 16 x 12 mm. Depois da retirada de todo tecido mole, foi realizada uma osteotomia na crista da costela para que ficasse totalmente nivelada. O lado mais convexo do bloco foi considerado região vestibular, enquanto o lado oposto, mais côncavo, foi considerado região lingual. Em seguida os blocos foram congelados para manutenção da umidade e sempre quando transportados foram mantidos em recipiente térmico. Os 20 blocos de costelas bovinas foram divididos em 10 conjuntos de 02 blocos. Suportes individualizados de resina acrílica foram confeccionados no laboratório do departamento da disciplina de Estomatologia da FO-USP visando estabilizar simultaneamente dois blocos de costela para simular o posicionamento espacial do corpo e o perímetro de uma mandíbula humana (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Imagem demonstrando a confecção dos suportes acrílicos (A) e os blocos de costelas em posição no suporte (B)

4.2 Preparação do sítio, instalação dos implantes e simulação do defeito ósseo

Na borda superior dos blocos de costela foram confeccionados guias cirúrgicos (Figura 4.2) personalizados com 04 dentes de estoque (molares) com espaço de 2 mm entre eles, indicando assim a posição uniforme dos implantes (UNII Cilíndrico HI, Ø 3,75 x 13 mm, Implacil De Bortoli, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 4.3). Em seguida foram feitas as perfurações (Figura 4.4) (seguindo orientação do fabricante utilizando a sequência de fresas: lança 2,0 mm; helicoidal 2,0 mm; piloto 2,0/3,0 mm; helicoidal 3,0 mm; helicoidal 3,15 mm e counter sink 3,75 mm) de 80 sítios (Figura 4.5) (04 sítios por bloco de costela) para instalação dos implantes que foram divididos em dois grupos: Grupo controle, composto de 40 sítios onde os implantes foram instalados imediatamente após a perfuração, sem simulação de defeito ósseo e grupo teste, composto de 40 sítios, onde foram realizadas erosões na região cervical do rebordo adjacente a área de colocação do implante simulando defeitos ósseos peri-implantares por meio da aplicação de ácido perclórico a 70% (Merck Chemicals, Darmstadt, Alemanha) baseado em literatura prévia⁴³⁻⁴⁶, e instalação posterior dos implantes.

O tempo de exposição ao ácido foi determinado utilizando radiografias periapicais. A cada intervalo de 60 minutos de exposição ao ácido, uma radiografia periapical era realizada e dois radiologistas odontológicos analisaram em concordância, com o objetivo de verificar se algum defeito ósseo podia ser identificado. Após 14 horas de exposição ao ácido, os defeitos começaram a ser identificados com clareza. Sendo assim, retrocedeu-se duas horas para que as lesões não fossem facilmente identificadas em radiografias periapicais. Ficou estabelecido como 12 horas o tempo máximo de exposição ao ácido.

Após o descongelamento dos blocos de costela, um pedaço de algodão padronizado (cabeça de algodão de cotonetes) saturado em 0,1 ml de ácido foi aplicado no sítio para implante em contato com todas as bordas da região cervical do mesmo (Figura 4.6). Em seguida foi coberta com cera e virada para baixo para que o ácido se concentre somente na região de interesse. No final da exposição ao ácido, o algodão foi removido e os sítios para implantes foram lavados com água destilada para eliminar qualquer resquício de ácido. Os implantes foram instalados em seguida utilizando a catraca (Figura 4.7).

O grupo teste então foi dividido em 2 (dois) subgrupos: G1 onde o tempo de exposição ao ácido foi de 04 horas causando defeitos de aproximadamente 3-4 mm de profundidade e largura ≤ 1 mm e G2 onde o tempo de exposição foi de 12 horas causando defeitos de aproximadamente 4-5 mm de profundidade e 1-2 mm de largura, com objetivo de

simular defeitos ósseos incipientes e defeitos ósseos já estabelecidos (tabela 4.1). Os defeitos foram medidos utilizando sonda periodontal (UNC15, handle #6 Qulix1-2-3...14-15, Hu-Friedy, Zweigniederlassung, Germany).

Tabela 4.1 - Tabela demonstrando organização dos grupos teste e controle

Grupo	Número de Implantes (N)	Tempo de exposição ao ácido	Tamanho do defeito ósseo
G1	20	4 horas	3-4mm de profundidade e largura ≤ 1 mm
Controle de G1	20	Não houve exposição	Não há defeito
G2	20	12 horas	4-5 mm de profundidade e 1-2 mm de largura
Controle de G2	20	Não houve exposição	Não há defeito
Total de Implantes	80

Figura 4.2 - Imagem mostrando o guia para perfuração dos implantes

Figura 4.3 - Modelo dos implantes que foram instalados nas amostras

Figura 4.4 - Imagem mostrando a fresagem para instalação dos implantes

Figura 4.5 - Imagem mostrando os blocos de costelas, posicionados no suporte acrílico, com os sítios para implantes confeccionados

Figura 4.6 - Imagem mostrando a aplicação de ácido

Figura 4.7 - Imagem mostrando os implantes instalados

4.3 Aquisições e análises das imagens

Cada conjunto de costelas foi submetido a 3 etapas de aquisições: radiografia periapical digital, sistema indireto por meio de placas de fósforo (CS 7600, Carestream Dental, Rochester, NY, EUA) (Figura 4.8) e duas máquinas de TCFC iCAT® Next Generation (Imaging Sciences, Hatfield, PA, EUA) (Figura 4.9) e 3D Accuitomo 170 (J. Morita, Osaka, Japão) (Figura 4.10).

Figura 4.8 - Sistema de Radiografias intra-oris indireto CS 7600

Figura 4.9 - Tomógrafo Computadorizado por feixe cônico iCAT Next Generation

Figura 4.10 - Tomógrafo Computadorizado por feixe cônico 3D Accuitomo 170

As radiografias periapicais foram realizadas utilizando placa de fósforo CS 7600 smart plate tamanho 2 (31 mm x 41 mm) (Carestream Dental, Rochester, NY, EUA) alinhadas paralelamente ao implante. O aparelho de raios-X foi o Planmeca Intra (Planmeca, Helsinki, Finlândia) com os seguintes parâmetros de exposição: 70 kVp, 7mA e 0.125 segundos de aquisição. Foi utilizado um posicionador de periapical adaptado para manter os sensores na mesma posição em todas as amostras (Figuras 4.11). Com o intuito de simular a atenuação provocada pelos tecidos moles em uma situação in vivo, as amostras foram envolvidas com uma lamina de cera utilidade de aproximadamente 2 cm de espessura seguindo metodologia pré-estabelecida em literatura³⁷. Para a aquisição de TCFC, as amostras foram instaladas em um recipiente plástico contendo cerca de 1 litro de água de maneira que fiquem totalmente submersas^{23, 42, 47-49} com o intuito de simular a atenuação provocada pelos tecidos moles em uma situação in vivo (Figura 4.12). As aquisições das imagens em TCFC foram obtidas de maneira uniforme, realizada após obtenção do escanograma inicial, com o plano de corte em orientação axial e nivelado com a base da mandíbula simulada. O estudo volumétrico inicial (dados em formato RAW) foi obtido a partir de imagens simultâneas por rotação do tubo de raios-x, sendo sequencialmente salvo na estação de trabalho do tomógrafo para posterior processamento e emprego dos protocolos de tratamento das imagens específicos. As imagens foram adquiridas utilizando os seguintes protocolos de aquisição (Tabelas 4.2 e 4.3).

Tabela 4.2 - Protocolos de aquisição do aparelho iCAT® Next Generation

Protocolo	Campo de visualização (FOV) (altura x diâmetro)	Espessura de Voxel	kVp	mA	Tempo de aquisição
1	8 x 8 cm	0.25 mm	120	5	26,4 segundos
2	6 x 16 cm	0.25 mm	120	5	26,4 segundos

Tabela 4.3 - Protocolos de aquisição do aparelho 3D Accuitomo 170

Protocolo	Campo de visualização (FOV) (altura x diâmetro)	Espessura de Voxel	kVp	mA	Resolução / Frames
1	14 x 5 cm	0.25 mm	90	5	Hi-Fi / 1009
2	4 x 4 cm	0.08 mm	90	5	Hi-Fi / 1009
3	4 x 4 cm	0.08 mm	90	5	Standard / 512
4	4 x 4 cm	0.08 mm	75	5	Hi-Fi / 1009

Figura 4.11 - Amostra em posição para aquisição de radiografia periapical. Utilizou-se uma lâmina de cera de aproximadamente 2 mm para simular a atenuação causada pelo tecido mole

Figura 4.12 - Amostra em posição para aquisição de Tomografia Computadorizada por feixe cônico no aparelho 3D Accuitomo 170. Utilizou-se um recipiente plástico com água para simular a atenuação causada pelo tecido mole

Todas as imagens originais (periapicais e TCFC) foram enviadas eletronicamente para estação de aquisição no formato de cada aparelho e em seguida convertidos para DICOM. Posteriormente estas imagens foram inseridas e avaliadas em uma estação de trabalho independente localizada no Laboratório de Imagem em Terceira Dimensão (LABI-3D – www.labi3d.com.br) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo com a seguinte configuração:

- iMAC 27 – meados de 2010 – Mac OS X Yosemite (Apple, Cupertino, CA, EUA) contendo o programa Osirix MD 1.2 (Pixmeo, Genebra, Suíça).

O Critério para a análise das imagens foi: Modalidade de imagem testada versus padrão ouro(costela bovinas). A presença ou ausência de defeitos ósseo foi diagnosticada em uma escala de 5 pontos. (1, definitivamente ausente; 2, provavelmente ausente; 3, incerto; 4, provavelmente presente; 5, definitivamente presente). A interpretação não teve restrição de tempo e as mesmas imagens foram analisadas repetidamente após um intervalo de duas semanas. As imagens foram analisadas por 2 (dois) Radiologistas Odontológicos (RO) com ampla experiência em interpretação de imagens radiográficas e tomográficas e 2 (dois) Cirurgiões Buco-maxilo-Facial também com ampla experiência. Nos protocolos do tomógrafo iCAT Next Generation apenas 3 observadores analisaram as imagens, sendo 2 RO e 1 CBMF. Os 4 (quatro) observadores foram calibrados igualmente por meio de imagens de arquivo e não tinham conhecimento da localização dos implantes e dos defeitos referentes ao padrão ouro. As análises foram realizadas de forma independente e em ocasiões separadas. Cada Implante foi analisado individualmente. Todas as sequências de observação foram randomizadas utilizando software específico (Randomness 1.5.2, Andrew Merenbach, Los Angeles, CA, EUA). As análises das radiografias periapicais foram realizadas no visualizador básico do OsiriX MD (Figura 4.13). Já as imagens de TCFC foram analisadas na ferramenta de pós-processamento 3D-RMP do OsiriX MD (Figura 4.14). Em ambas as modalidades os examinadores estavam aptos a usar qualquer ferramenta do software que pudesse auxiliar no diagnóstico como: ajuste de contraste e brilho, filtros e ferramentas de aumento.

Figura 4.13 - Imagem representando as análises das radiografias periapicais no visualizador básico do OsiriX MD

Figura 4.14 - Imagem representando as análises de TCFC na ferramenta 3D RMP do OsiriX MD

4.4 Estatísticas

A concordância inter e intra observador foi calculada utilizando o coeficiente Kappa. As respostas das observações foram tabuladas juntas com o padrão ouro e inseridas em um software baseado na rede mundial de computadores (Russell H. Morgan Department of Radiology and Radiological Science, Johns Hopkins University, Baltimore, MD, EUA) já utilizado na literatura ^{42, 50} para o calcular a Curva de característica de operação do receptor (ROC). A análise ROC foi então realizada com as respostas dos observadores e os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia das modalidades de imagens foram calculados. Os valores obtidos da área sob a curva ROC (ASC) foram comparados com a análise de uma fator de variância (ANOVA), com o teste Tukey, adotando um nível de significância de 5%. Caso a hipótese nula seja aceita, significa que não há diferença estatística entre as modalidades de imagem e entre os protocolos testados. Os testes Kappa e ANOVA (teste de Tukey) foram realizados no software BioEstat 5.3 (Instituto Mamiraua, Belém, Pará, Brasil).

5 RESULTADOS

Para melhor entendimento dos resultados, considerem-se as definições⁵¹:

1. Para descrevermos a intensidade da **concordância** entre dois métodos de classificação (por ex. dois testes de diagnóstico), utilizamos a medida Kappa que é baseada no número de respostas concordantes, ou seja, no número de casos cujo resultado é o mesmo. O Kappa é uma medida de concordância que mede o grau de concordância além do que seria esperado tão somente pelo acaso. Para avaliar se a concordância é razoável, fazemos um teste estatístico para avaliar a significância do Kappa. Neste caso a hipótese testada é se o Kappa é igual a 0, o que indicaria concordância nula, ou se ele é maior do que zero, concordância maior do que o acaso.

Interpretação dos valores de Kappa⁵²

< 0	Não existe concordância / Existe discordância
0 - 0.19	Concordância muito fraca
0.20 - 0.39	Concordância fraca
0.40 - 0.59	Concordância moderada
0.60 - 0.79	Concordância relevante
0.80 - 1.00	Concordância muito forte

2. **“Area under the curve” ou Área sob a curva ROC (ASC):** Mede a eficiência de um teste em classificar corretamente indivíduos com e sem a doença. Quanto mais próximo de 1,00 mais eficaz é o teste.

3. **Sensibilidade:** Proporção de indivíduos com a doença que são identificados corretamente pelo teste. Indica o quão bom é um teste em identificar a doença em questão.

4. **Especificidade:** Proporção de indivíduos sem a doença que são identificados corretamente pelo teste. Indica o quão bom é um teste em identificar indivíduo sem doença em questão.

Nesta pesquisa, sensibilidade se refere aos implantes que possuem defeito ósseo peri-implantar e especificidade aos implantes que não possuem defeito ósseo peri-implantar.

5. **Acurácia:** é a proporção de acertos, ou seja, o total de verdadeiramente positivos e verdadeiramente negativos, em relação à amostra estudada.

Para os testes estatísticos foi considerada uma confiança de 0,95 (95%), ou seja, uma **significância** de 0,05 (5%).

Os Valores de concordância, área sob a curva da análise ROC (ASC), sensibilidade, especificidade, acurácia, variância (ANOVA - teste Tukey), estão apresentados abaixo nas tabelas 5.1 a 5.17, que foram para melhor compreensão, divididos em tópicos, a saber:

5.1 Radiografia periapical digital indireta por meio de placa de fósforo

Tabela 5.1 - Teste de concordância intra-observador e inter-observador do grupo 1 (G1) amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% e respectivo grupo controle

Grupo G1	Intra-observador				Inter-observador					
Radiografia	Obs.1	Obs.2	Obs.3	Obs.4	Obs. 1 x	Obs. 1 x	Obs. 1 x	Obs. 2 x	Obs. 2 x	Obs. 3 x
Periapical					Obs. 2	Obs. 3	Obs. 4	Obs. 3	Obs. 4	Obs. 4
Digital	-0.25	-0.25	0.05	-0.25	-0.01	-0.01	-0.25	0.00	-0.01	-0.01
	Disc.	Disc.	Muito	Disc.	Disc.	Disc.	Disc.	S. Conc.	Disc.	Disc.
			Fraca							

Abreviaturas: Obs.: Observador - Disc.: Discordância - S. Conc.: Sem concordância

Tabela 5.2 - Teste de concordância intra-observador e inter-observador do grupo 2 (G2) amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico 70% e respectivo grupo controle

Grupo G2	Intra-observador				Inter-observador					
Radiografia	Obs.1	Obs.2	Obs.3	Obs.4	Obs. 1 x	Obs. 1 x	Obs. 1 x	Obs. 2 x	Obs. 2 x	Obs. 3 x
Periapical					Obs. 2	Obs. 3	Obs. 4	Obs. 3	Obs. 4	Obs. 4
Digital	0.22	0.27	0.42	0.40	0.25	0.32	0.31	0.35	0.33	0.41
	Fraca	Fraca	Moderada	Moderada	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Moderada

Abreviaturas: Obs.: Observador

Tabela 5.3 – Valores de área sob a curva (ASC) oriundos da análise ROC. Grupo 1 (G1) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle e Grupo 2 (G2) – amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico 70%

Radiografia Periapical digital - Valores de ASC							
Grupo	Obs. 1	Obs. 2	Obs. 3	Obs. 4	Média RO (DP)	Média CBMF	Média total (DP)
G1	0.442	0.428	0.407	0.534	0.435 (0.007)	0.470 (0.063)	0.452 (0.028)
G2	0.652	0.664	0.705	0.711	0.658 (0.006)	0.708 (0.003)	0.683 (0.014)

Abreviaturas: D. P.: Desvio Padrão

Tabela 5.4 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espec.) e acurácia (Acur.) do Grupo 1 (G1) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle

Radiografia Periapical digital – Valores de Diagnóstico do grupo G1											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
50%	47%	48.8%	35%	62.5%	48.8%	27.5%	67.5%	47.5%	50%	47.5%	48.8%

Tabela 5.5 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espec.) e acurácia (Acur.) do Grupo 2 (G2) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle

Radiografia Periapical digital – Valores de Diagnóstico do grupo G2											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
62.5%	60%	61.3%	52.5%	75%	63.8%	60%	82.5%	71.3%	67.5%	72.5%	70%

Valores baixos de concordância foram obtidos na análise da radiografia periapical digital, variando de discordância (-0,25) a concordância muito fraca (0.05) no grupo G1 e de fraca (0.22) a moderada (0.41) no grupo G2. O valores de ASC, sensibilidade, especificidade e acurácia também foram baixos no grupo G1. No grupo G2 os valores foram ligeiramente superiores, com destaque para os observadores 3 e 4 (CBMF) que obtiveram melhores resultados em relação aos observadores 1 e 2 (RO), porém estatisticamente insignificante (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Padrão Ouro (blocos de costela bovina) x Radiografia Periapical (A) Grupo controle; (B) Grupo G1 e (C) Grupo G2. Observa-se dificuldade de identificar os defeitos (seta) em ambos os grupos

5.2 Tomografia computadorizada por feixe cônico – iCAT Next Generation

Tabela 5.6 - Teste de concordância intra-observador e inter-observador do grupo 1 (G1) amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% e respectivo grupo controle

Protocolo	Intra-observador			Inter-observador		
	Obs.1	Obs.2	Obs.3	Obs. 1 x Obs. 2	Obs. 1 x Obs. 3	Obs. 2 x Obs. 3
iCAT NG –	0.55	0.57	0.20	0.53	0.35	0.39
FOV 8x8	Moderada	Moderada	Fraca	Moderada	Fraca	Fraca
iCAT NG –	0.50	0.60	0.20	0.54	0.38	0.42
FOV 6x16	Moderada	Relevante	Fraca	Moderada	Fraca	Moderada

Tabela 5.7 - Teste de concordância intra-observador e inter-observador do grupo 2 (G2) amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico 70% e respectivo grupo controle

Protocolo	Intra-observador			Inter-observador		
	Obs.1	Obs.2	Obs.3	Obs. 1 x Obs. 2	Obs. 1 x Obs. 3	Obs. 2 x Obs. 3
iCAT NG –	0.77	0.77	0.30	0.72	0.53	0.55
FOV 8x8	Relevante	Relevante	Fraca	Relevante	Moderada	Moderada
iCAT NG –	0.70	0.75	0.28	0.71	0.49	0.50
FOV 6x16	Relevante	Relevante	Fraca	Relevante	Moderada	Moderada

Tabela 5.8 – Valores de área sob a curva (ASC) oriundos da análise ROC. Grupo 1 (G1) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico a 70% x Grupo controle

iCAT Next Generation - Valores de ASC – Grupo G1				
Protocolo	Observador 1	Observador 2	Observador 3	Média (DP)
iCAT NG – FOV 8x8	0.831	0.846	0.727	0.801 (0.064) ^a
iCAT NG – FOV 6x16	0.764	0.828	0.645	0.745 (0.092) ^a

Letras diferentes = diferença estatística

Tabela 5.9 – Valores de área sob a curva (ASC) oriundos da análise ROC. Grupo 2 (G2) – amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico a 70% x Grupo controle

iCAT Next Generation - Valores de ASC – Grupo G2				
Protocolo	Observador 1	Observador 2	Observador 3	Média (DP)
iCAT NG – FOV 8x8	0.915	0.946	0.708	0.856 (0.105) ^a
iCAT NG – FOV 6x16	0.879	0.913	0.719	0.837 (0.084) ^a

Letras diferentes = diferença estatística

Tabela 5.10 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espec.) e acurácia (Acur.) do Grupo 1 (G1) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle

Valores de Diagnóstico do grupo G1 - iCAT Next Generation FOV 8x8								
Observador 1			Observador 2			Observador 3		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
72%	75%	73%	77%	72%	74%	57%	55%	56%
Valores de Diagnóstico do grupo G1 - iCAT Next Generation FOV 6x16								
Observador 1			Observador 2			Observador 3		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
72%	70%	71%	82%	72%	77%	62%	65%	63.5%

Tabela 5.11 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espec.) e acurácia (Acur.) do Grupo 2 (G2) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle

Valores de Diagnóstico do grupo G2 - iCAT Next Generation FOV 8x8								
Observador 1			Observador 2			Observador 3		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
87%	90%	88.5%	92%	87%	89.5%	62%	67%	64.5%
Valores de Diagnóstico do grupo G2 - iCAT Next Generation FOV 6x16								
Observador 1			Observador 2			Observador 3		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
82%	87%	84.5%	87%	82%	84.5%	62%	65%	65.5%

Baixa (0.20) a moderada (0.60) concordância foi obtida na análise de TCFC - iCAT Next Generation, no grupo G1 e de fraca (0.28) a relevante (0.77) no grupo G2. Os valores de ASC, sensibilidade, especificidade e acurácia também foram satisfatórios no grupo G1. No grupo G2 os valores foram superiores. Destaca-se o observador 3 que obteve resultados consideravelmente inferiores em relação aos observadores 1 e 2 (RO). Neste caso comparação estatística não foi realizada pois o Observador 3 é o único não radiologista. Os valores relacionados ao protocolo com FOV 8x8 cm foram superiores em geral ao protocolo com FOV 6x16 cm, porém não houve diferença estatística (G1 $p=0.06$ e G2 $p=0.33$) (Figuras 5.2, 5.3 e 5.4).

Figura 5.2 - Grupo Controle (A) Padrão Ouro; (B e C) Imagens de TCFC (iCAT Next Generation) no FOV 8x8 cm. (D e E) Imagens de TCFC (iCAT Next Generation) no FOV 6x16 cm. Os (*) destacam imagens hipodensas compatíveis com artefato metálico

Figura 5.3 - Grupo G1 (Defeitos menores); (A) Padrão Ouro; (B e C) Imagens de TCFC (iCAT Next Generation) no FOV 8x8 cm. (D e E) Imagens de TCFC (iCAT Next Generation) no FOV 6x16 cm. Observa-se imagens hipodensas compatíveis com defeito ósseo (setas)

Figura 5.4 - Grupo G2 (Defeitos maiores) (A) Padrão Ouro; (B e C) Imagens de TCFC (iCAT Next Generation) no FOV 8x8 cm. (D e E) Imagens de TCFC (iCAT Next Generation) no FOV 6x16 cm. . Observa-se imagens hipodensas compatíveis com defeito ósseo (setas)

5.3 Tomografia computadorizada por feixe cônico – 3D Accuitomo 170

Tabela 5.12 - Teste de concordância intra-observador e inter-observador do grupo 1 (G1) amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% e respectivo grupo controle

Protocolos	Intra-observador				Inter-observador					
	Obs.1	Obs.2	Obs.3	Obs.4	Obs. 1 x Obs. 2	Obs. 1 x Obs. 3	Obs. 1 x Obs. 4	Obs. 2 x Obs. 3	Obs. 2 x Obs. 4	Obs. 3 x Obs. 4
1 - 14x5 90kVp	0.70	0.62	0.25	0.35	0.66	0.48	0.57	0.44	0.49	0.44
HI-FI	Relevante	Relevante	Fraca	Fraca	Relevante	Moderada	Moderada	Moderada	Moderada	Fraca
2 - 4x4 90kVp	0.70	0.67	0.18	0.57	0.61	0.38	0.58	0.36	0.56	0.38
HI-FI	Relevante	Relevante	Muito Fraca	Moderada	Relevante	Fraca	Moderada	Fraca	Moderada	Fraca
3 - 4x4 90kVp	0.44	0.50	0.28	0.28	0.48	0.36	0.38	0.39	0.40	0.29
STD	Moderada	Moderada	Fraca	Fraca	Moderada	Fraca	Fraca	Fraca	Moderada	Fraca
4 - 4x4 75kVp	0.30	0.12	0.20	0.25	0.21	0.25	0.29	0.16	0.20	0.24
HI-FI	Fraca	Muito Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Muito Fraca	Fraca	Fraca

Tabela 5.13 - Teste de concordância intra-observador e inter-observador do grupo 2 (G2) amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico 70% e respectivo grupo controle

Protocolos	Intra-observador				Inter-observador					
	Obs.1	Obs.2	Obs.3	Obs.4	Obs. 1 x	Obs. 1 x	Obs. 1 x	Obs. 2 x	Obs. 2 x	Obs. 3 x
					Obs. 2	Obs. 3	Obs. 4	Obs. 3	Obs. 4	Obs. 4
1 - 14x5 90kVp	0.60	0.72	0.43	0.35	0.66	0.51	0.47	0.58	0.54	0.39
HI-FI	Relevante	Relevante	Moderada	Fraca	Relevante	Moderada	Moderada	Moderada	Moderada	Fraca
2 - 4x4 90kVp	0.77	0.70	0.43	0.43	0.76	0.59	0.60	0.58	0.59	0.41
HI-FI	Relevante	Relevante	Moderada	Moderada	Relevante	Moderada	Relevante	Moderada	Moderada	Moderada
3 - 4x4 90kVp	0.45	0.62	0.38	0.22	0.54	0.41	0.38	0.48	0.40	0.34
STD	Moderada	Relevante	Fraca	Fraca	Moderada	Moderada	Fraca	Moderada	Moderada	Fraca
4 - 4x4 75kVp	0.27	0.40	0.25	0.30	0.38	0.26	0.25	0.33	0.31	0.28
HI-FI	Fraca	Moderada	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca	Fraca

Tabela 5.14 – Valores de área sob a curva (ASC) oriundos da análise ROC. Grupo 1 (G1) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico a 70% x Grupo controle

3D Accutomo 170 - Valores de ASC – Grupo G1							
Protocolo	Obs.1	Obs. 2	Obs. 3	Obs. 4	Média RO (DP)	Média CBMF(DP)	Média Total (DP)
1 - 14x5 90kVp HI-FI	0.904	0.821	0.652	0.717	0.862 (0.041)	0.684 (0.032)	0.773 (0.055)
2 - 4x4 90kVp HI-FI	0.837	0.879	0.678	0.858	0.858 (0.021)	0.768 (0.090)	0.813 (0.045)*
3 - 4x4 90kVp STD	0.706	0.761	0.668	0.679	0.733 (0.027)	0.673 (0.005)	0.703 (0.020)
4 - 4x4 75kVp HI-FI	0.632	0.564	0.656	0.677	0.598 (0.034)	0.667 (0.010)	0.632 (0.024)*

*= diferença estatística

Tabela 5.15 – Valores de área sob a curva (ASC) oriundos da análise ROC. Grupo 2 (G2) – amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico a 70% x Grupo controle

3D Accutomo 170 - Valores de ASC – Grupo G2							
Protocolo	Obs.1	Obs. 2	Obs. 3	Obs. 4	Média RO (DP)	Média CBMF(DP)	Média Total (DP)
1 - 14x5 90kVp HI-FI	0.836	0.839	0.698	0.759	0.837 (0.001)*	0.728 (0.030)*	0.783 (0.058)*
2 - 4x4 90kVp HI-FI	0.962	0.956	0.715	0.777	0.959 (0.003)*	0.746 (0.031)*	0.852 (0.108)*
3 - 4x4 90kVp STD	0.757	0.791	0.682	0.690	0.774 (0.017)	0.686 (0.004)	0.730 (0.045)
4 - 4x4 75kVp HI-FI	0.673	0.724	0.638	0.656	0.698 (0.025)	0.647 (0.009)	0.672 (0.032)

*= diferença estatística

Tabela 5.16 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espec.) e acurácia (Acur.) do Grupo 1 (G1) – amostras com 4 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle

3D Accutomo 170 – Protocolo 1 - 14x5 90kVp HI-FI – Valores de Diagnóstico do grupo G1											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
85%	85%	85.8%	80%	82.5%	81.3%	65%	60.5%	62.5%	60%	75%	67.5%
3D Accutomo 170 – Protocolo 2 - 4x4 90kVp HI-FI – Valores de Diagnóstico do grupo G1											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
87.5%	70%	78.8%	82.5%	85.5%	83.8%	57.5%	60%	58.8%	72.5%	85%	78.8%
3D Accutomo 170 – Protocolo 3 - 4x4 90kVp STD – Valores de Diagnóstico do grupo G1											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
77.5%	67.5%	72.5.8%	72.5%	77.5%	75%	60%	67.5%	63.8%	57.5%	72.5%	65%
3D Accutomo 170 – Protocolo 4 - 4x4 75kVp HI-FI – Valores de Diagnóstico do grupo G1											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
70%	60%	65%	52.5%	60%	56.3%	60%	60%	60%	52.5%	75%	63.8%

Tabela 5.17 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espec.) e acurácia (Acur.) do Grupo 1 (G2) – amostras com 12 horas de exposição ao ácido perclórico 70% x Grupo controle

3D Accutomo 170 – Protocolo 1 - 14x5 90kVp HI-FI – Valores de Diagnóstico do grupo G2											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
87.5%	72.5%	80%	87.5%	85.5%	86.3%	77.5%	65%	71.3%	62.5%	72.5%	67.5%
3D Accutomo 170 – Protocolo 2 - 4x4 90kVp HI-FI – Valores de Diagnóstico do grupo G2											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
92.5%	85%	88.8%	90%	85%	87.5%	72.5%	67.5%	70%	72.5%	70%	71.3%
3D Accutomo 170 – Protocolo 3 - 4x4 90kVp STD – Valores de Diagnóstico do grupo G2											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
77.5%	67.5%	72.5%	80%	82.5%	81.3%	70%	67.5%	68.8%	62.5%	67.5%	65%
3D Accutomo 170 – Protocolo 4 - 4x4 75kVp HI-FI – Valores de Diagnóstico do grupo G2											
Observador 1			Observador 2			Observador 3			Observador 4		
Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.	Sens.	Espec.	Acur.
70%	57.5%	63.8%	67.5%	72.5%	70%	65%	60%	62.5%	57.5%	65%	61.3%

No grupo G1 observa-se no protocolo 1 valores que variaram entre 0,25 e 0,70 (concordância fraca a relevante). No Protocolo 2 variaram entre 0,18 e 0,70 (concordância muito fraca a relevante). No Protocolo 3 variaram entre 0,28 e 0,50 (concordância fraca a moderada). Por fim no protocolo 4 variaram entre 0,12 e 0,30 (concordância muito fraca a fraca). Destaque para os resultados ligeiramente melhores (não houve diferença estatística) obtidos pelo observadores 1 e 2 (RO) em relação aos observadores 3 e 4 (CBMF) e para os

resultados consideravelmente inferiores de todos os observadores no protocolo 4. Todos os protocolos testados do aparelho 3D Accuitomo 170 se mostraram estatisticamente superiores a radiografia periapical digital (Protocolos 1, 2 e 3 $P<0.01$ e Protocolo 4 $P<0.05$). O protocolo 2 se mostrou estatisticamente superior ($P<0.05$) ao protocolo 4. Não houveram diferenças estatísticas entre os outros protocolos.

Já no grupo G2 observou-se no protocolo 1 valores que variaram entre 0,35 e 0,72 (concordância fraca a relevante). No Protocolo 2 variaram entre 0,43 e 0,77 (concordância moderada a relevante). No Protocolo 3 variaram entre 0,22 e 0,54 (concordância fraca a moderada). Por fim no protocolo 4 variaram entre 0,25 e 0,40 (concordância muito fraca a fraca). Destaque para os resultados estatisticamente superiores (Protocolo 1 – $p<0.05$, Protocolo 2 – $p<0.01$, protocolos 3 e 4 não houve diferença estatística) obtidos pelos observadores 1 e 2 (RO) em comparação aos observadores 3 e 4 (CBMF) e para os bons valores de concordância do observador 2 em todos os protocolos (RO) que ficaram entre Moderada e Relevante. O Protocolo 1 e 2 se mostrou estatisticamente superior ($P<0.05$) a radiografia periapical digital. O protocolo 2 também se mostrou estatisticamente superior ($P<0.05$) ao protocolo 4. Não houveram diferenças estatísticas entre os outros protocolos (Figuras 5.5, 5.6 e 5.7).

Figura 5.5 - Grupo Controle: (A) Padrão Ouro; (B) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 1 (FOV 14x5 cm – 90 kVp – 1009 projeções; (C) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 2 (FOV 4x4 cm – 90 kVp – 1009 projeções; (D) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 3 (FOV 4x4 cm – 90 kVp – 512 projeções; (E) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 4 (FOV 4x4 cm – 75 kVp – 1009 projeções). Os (*) destacam imagens hipodensas compatíveis com artefato metálico

Figura 5.6 - Grupo G1 (Defeito menores): (A) Padrão Ouro; (B) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 1 (FOV 14x5 cm – 90 kVp – 1009 projeções; (C) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 2 (FOV 4x4 cm – 90 kVp – 1009 projeções; (D) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 3 (FOV 4x4 cm – 90 kVp – 512 projeções; (E) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 4 (FOV 4x4 cm – 75 kVp – 1009 projeções). Observa-se imagens hipodensas compatíveis com defeito ósseo (setas)

Figura 5.7 - Grupo G2 (Defeito maiores): (A) Padrão Ouro; (B) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 1 (FOV 14x5 cm – 90 kVp – 1009 projeções; (C) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 2 (FOV 4x4 cm – 90 kVp – 1009 projeções; (D) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 3 (FOV 4x4 cm – 90 kVp – 512 projeções; (E) Imagens de TCFC (3D Accuitomo 170) no protocolo 4 (FOV 4x4 cm – 75 kVp – 1009 projeções). Observa-se imagens hipodensas compatíveis com defeito ósseo (setas)

6 DISCUSSÃO

O diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares (DOPIs), tem sido um desafio rotineiro para o Cirurgião Dentista. Esse diagnóstico é muito importante pois é uma forma de diferenciar duas patologias que tem tratamentos e prognósticos diferentes: mucosite peri-implantar e peri-implantites⁴. Muitas vezes essa detecção só é realizada quando o defeito ósseo já está em estágio avançado⁷. Esse diagnóstico tardio, pode significar a perda do implante⁴. Tradicionalmente, as radiografias periapicais são as mais utilizadas no diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares. Entretanto essa técnica possui limitações como distorção, sobreposição de imagens, não representam adequadamente as regiões lingual e vestibular e possuem baixa sensibilidade na detecção de perda óssea iniciais⁷⁻¹³. A TCFC e seus diferentes aparelhos e protocolos precisam ser testados, especialmente: tamanho do FOV, número de projeções, voltagem do tubo de Raios-X (kVp), fatores esses que direta ou indiretamente na produção de artefatos metálicos.

Neste presente estudo in-vitro para uma simulação mais próxima à realidade clínica, foram utilizadas como amostra, costelas bovinas, que possuem semelhanças com o osso da mandíbula humana, como descrevem estudos realizados anteriormente^{36, 40-42}. Para a simulação dos defeitos ósseos utilizou-se ácido perclórico a 70%. Os defeitos criados quimicamente, possuem formato e bordas irregulares, sendo assim mais próximos de defeitos reais^{43-46, 53, 54}. A maioria dos trabalhos publicados na literatura que se propuseram a investigar DOPIs utilizaram brocas em alguma parte do processo, resultando em defeitos com formato e bordas bem definidos, facilitando sua identificação se distanciando de um defeito clínico. Dois tamanhos de DOPIs foram realizados em nosso estudo. No grupo G1 mediam aproximadamente 3 a 4 milímetros de profundidade e menor ou igual a 1 mm de largura. No Grupo G2 4-5 mm de profundidade e 1 a 2 milímetros de largura. Dessa forma pudemos testar defeitos incipientes e defeitos já estabelecidos.

Apesar de vários estudos na literatura científica, mostrarem as limitações das radiografias periapicais. Como esse é o primeiro estudo a usar somente um processo químico para a simulação de DOPIs e também para efeito de comparação se fez necessário a realização de testes em radiografia periapical.

Os valores da ASC, sensibilidade, especificidade, acurácia e concordância obtidos na radiografia periapical foram baixos no geral. No grupo G1 observou-se discordância (valores de entre -0,25 e 0.05) em quase todos os resultados. No grupo G2 os resultados foram

consideravelmente superiores. Destaque para o melhor desempenho dos observadores 3 e 4 (CBMF), porém não houve diferença estatisticamente significativa.

Uma importante variável durante análises de TCFC é o software utilizado nas análises. Segundo a Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial²⁵, deve ser utilizado um software visualizador de DICOM. Alguns trabalhos que testaram a TCFC para detecção de DOPIs relatados na literatura, utilizaram softwares e metodologias inapropriadas^{37, 39}, lendo imagens em formatos não recomendados como JPEG, TIFF entre outros. Em nosso estudo utilizamos o visualizador DICOM OsiriX MD^{23, 55}. Com a ferramenta 3D-MPR presente no mesmo, podemos em uma única tela, por meio da manipulação das linhas guia, ter acesso a imagens axiais, coronais, sagitais, parassagitais e circunferenciais.

No tomógrafo iCAT Next Generation foram testados dois protocolos onde a única variação foi o tamanho do FOV. Os outros parâmetros foram fixados, para que se testasse somente a influência do FOV na imagem. Levando em consideração apenas os observadores 1 e 2, bons valores de ASC, sensibilidade, especificidade, acurácia e concordância foram encontrados para o protocolo 1 (FOV 8x8). No protocolo 2 (6 x 16) os resultados foram ligeiramente inferiores, porém não houve diferença estatística. Em geral os resultados dos grupo G1 (defeitos menores) foram piores em comparação com o grupo G2 (defeitos maiores). Os resultados do observador 3 foram muito abaixo da média dos outros observadores. Os resultados do tomógrafo iCAT Next Generation não foram comparados com os resultados do tomógrafo 3D Accuitomo 170 e radiografia periapical, devido ao número diferente de observadores. Um fato chamou atenção, o observador 3 era o único não radiologista. Devido a isso, um quarto observador, também não radiologista, foi adicionado na análise seguintes para que se possa se medir melhor a influência da prática diária da radiologia nos resultados. Isso vai ao encontro da a resolução da Academia Americana de Radiologia oral e maxilofacial²⁵ que ressalta a importância da capacitação do profissional para ler qualquer exame de TCFC.

No tomógrafo 3D Accuitomo 170 foram testados quatro protocolos, onde puderam ser testadas a influência de FOV, número de projeções e dois valores diferentes de kVp. No grupo G1 os resultados obtidos foram bons, especialmente os dos observadores 1 e 2 (RO). Os 4 observadores registraram resultados ruins no protocolo 4 (75 kVp) que se mostrou estatisticamente inferior ao protocolo 2. Ainda sim, todos os protocolos testados se mostraram estatisticamente superiores a radiografia periapical. Já no grupo G2 os resultados no geral foram muito bons, especialmente nas análises dos observadores 1 e 2. Houve diferença estatística na comparação entre os observadores 1 e 2 (RO) 3 e 4 (CBFM).

Destaque negativo mais uma vez para o protocolo 4 (75kVp). Por fim notou-se em ambos grupos (G1 e G2) um melhor desempenho do Protocolo 2 (FOV 4x4 cm, 90 kVp e 1009 frames) seguido de perto pelo protocolo 1 (FOV 14x5 cm, 90 kVp e 1009 frames), um pouco inferior mas ainda com potencial clínico apareceu o protocolo 3 (FOV 4x4cm, 90 kVp e 512 frames) que tem como vantagem a menor dose de radiação em relação aos protocolos 1 e 2. Por último o protocolo 4 (FOV 4x4, 75 kVp e 1009 frames) não sendo recomendado para esse tipo de análise.

Em estudo semelhante, Mengel et al.¹¹ relataram que TCFC obteve melhor desempenho que as radiografia periapicais na detecção de DOPis, corroborando com resultados obtidos em nosso estudo.

Sirin et al.¹³ também compararam radiografias periapicais com TCFC. Os autores concluíram que apesar da TCFC se mostrar promissora, a radiografia periapical proporcionava diagnóstico mais rápido e confiável. Esses resultados são totalmente diferentes dos achados em nosso estudo. Isso provavelmente ocorreu pois o tomógrafo utilizado na pesquisa supracitada foi um Newton 3G, tomógrafo que utiliza intensificador de imagens para detectar suas projeções, e que sabidamente produzem imagens de qualidade inferior.

Dave et al.³⁷ compararam TCFC com radiografias periapicais. Eles concluíram que as periapicais foram significativamente melhor que a TCFC. Esses resultados são também diferentes dos achados em nosso estudo. No entanto, os autores admitem que os observadores não tinham a mínima experiência em análise de TCFC. Somado a isso o fato de simularem os defeitos por meio de sobrefresagem, o que facilita muito a identificação em radiografias periapicais.

Em estudo envolvendo somente TCFC, de-Azevedo-Vaz et al.⁴² testaram vários protocolos do aparelho de iCAT Next Generation na detecção de DOPis. O protocolo com maior número de projeções se mostrou estatisticamente superior. Em nosso estudo comparamos, os números de projeções somente no tomógrafo 3D Accuitomo 170, porém mesmo em máquinas diferentes os resultados foram semelhantes.

Kamburoglu et al.¹⁷ investigaram a influencia de diferentes tamanhos de FOV na detecção de DOPis. Os autores usaram também o tomógrafo 3d Accuitomo 170 com protocolos semelhantes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os FOVs. Os resultados do estudo acima foram similares aos nossos. Em nosso estudo, ambas as

máquinas (3D Accuitomo 170 e iCAT Next Generation) os FOVs menores obtiveram melhores resultados porém sem diferença estatisticamente significativa.

Em recente estudo Ritter et al.¹⁸ também compararam radiografias periapicais e TCFC na detecção de DOPs em cachorros e compararam com exame histológico. Os resultados de TCFC foram superiores aos de radiografias periapicais, corroborando assim os nossos resultados.

Mesmo não sendo conclusivos, os resultados consideravelmente superiores (estatisticamente superiores em alguns protocolos) obtidos pelos observadores radiologistas em relação aos não radiologistas, não podem ser ignorados. Isso reforça a importância do treinamento adequado e experiência em análises de imagens tomográficas.

Apesar de nosso trabalho ter demonstrado resultados satisfatórios para a TCFC na detecção de DOPs em vários protocolos, deve se ressaltar que este foi um estudo in-vitro. Em situações clínicas reais, múltiplas interferências (artefatos metálicos secundários, posição do implante, movimento do paciente durante a aquisição, presença de coroas metálicas) podem interferir na qualidade de imagem e consequentemente no diagnóstico.

Outro importante ponto a se discutir é a dose efetiva de radiação. Segundo importante estudo sobre dose efetiva⁵⁶, o tomógrafo iCat Next Generation apresenta uma dose efetiva de até 44 μSv , no FOV 8x8 cm, enquanto no FOV 6 x16, até 68 μSv . Já no Tomógrafo 3D Accuitomo 170 no protocolo de FOV 14 x 5 cm e 1009 projeções apresenta dose efetiva de até 262 μSv . Nos protocolos com FOV 4x4 parte de 28 μSv . Já a radiografia periapical apresenta apenas 5 μSv em média por tomada⁵⁷.

Em mais um estudo sobre doses efetivas⁵⁸, foram realizadas mensurações de exposição de radiação em 14 diferentes aparelhos de TCFC. Os resultados obtidos variaram entre 19 μSv e 368 μSv , dependendo do FOV selecionado e a posição dos dosímetros termoluminescentes (TLDs) instalados nos “*phantoms*”.

Rottke et al.⁵⁹ calcularam a dose efetiva em 10 diferentes aparelhos de TCFC, encontrando resultados que variaram entre 17.2 μSv e 396 μSv . O valor médio para os protocolos com baixa exposição foi de 31,6 μSv e 209 μSv para os protocolos de alta exposição.

A diminuição da dose efetiva nos exames é obviamente desejável, exames realizados com aparelhos que emitem baixa dose de radiação, podem ser ideais para algumas aplicações, em contrapartida podem gerar imagens com um nível de ruído inapropriado,

dificultando a observação de detalhes, muitas vezes essenciais para o diagnóstico de DOPIs. Os resultados obtidos nesta pesquisa, corroboram esta afirmação.

Em nossa opinião a TCFC, pode ser uma boa alternativa no diagnóstico de DOPIs, entretanto alguns requisitos devem ser respeitados como: critério para escolha do melhor protocolo em cada situação clínica e experiência do profissional em interpretação tomográfica. Não se deve também fazer o uso indiscriminado da TCFC. Cada caso deve ser analisado individualmente e deve ser respeitado o conceito de ALADA (*“as low as diagnostically acceptable”* - menor radiação possível para um diagnóstico aceitável)⁵⁶.

7 CONCLUSÕES

- Os valores de sensibilidade e especificidade, acurácia, concordância inter e intra-observador e área sob a curva (ASC) de característica de operação do receptor (ROC) foram bons para TCFC. Alguns protocolos testados tiveram resultados inferiores. Isso ressalta a importância da escolha do protocolo correto. Já nas radiografias periapicais os resultados foram consideravelmente inferiores, demonstrando ser, ao menos em nossa amostra, um exame pouco confiável para este tipo de diagnóstico.
- Em ambas as máquinas de TCFC os FOVs menores obtiveram melhores resultados, porém sem diferença estatística significativa. Fato semelhante ocorreu com o número de projeções no aparelho 3D Accuitomo 170. O fator que mais influenciou negativamente no diagnóstico final foi o kVp reduzido.
- Os resultados de TCFC (3D Accuitomo 170) foram estatisticamente superiores aos de radiografia periapical em todos os protocolos testados no grupo G1 (defeitos menores) e nos protocolos 1 (90 kVp – FOV 4x4 cm – 1009 frames) e 2 (90 kVp – FOV 14x5 cm – 1009 frames) no grupo G2 (defeitos maiores).
- O desempenho dos observadores 1 e 2 (Radiologistas odontológicos) foi superior em quase todos os protocolos de tomografia (3D Accuitomo 170) em relação aos observadores 3 e 4 (Cirurgiões Buco-Maxilo-Facial). Destaque para os protocolos 1 (90 kVp – FOV 4x4 cm – 1009 frames) e 2 (90 kVp – FOV 14x5 cm – 1009 frames) do grupo G2 onde encontrou-se diferença estatisticamente significativa.

REFERÊNCIAS¹

1. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am.* 1986;30(1):151-74.
2. Busenlechner D, Furhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 2014;44(3):102-8.
3. Daubert DM, Weinstein BF, Bordin S, Leroux BG, Flemmig TF. Prevalence and Predictive Factors for Peri-Implant Disease and Implant Failure: a Cross-Sectional Analysis. *J Periodontol.* 2014:1-15.
4. Romanos GE, Javed F, Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL. Peri-implant diseases: a review of treatment interventions. *Dent Clin North Am.* 2015;59(1):157-78.
5. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):286-91.
6. Derks J, Tomasi C. Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology. *J Clin Periodontol.* 2014.
7. 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;34(6):e102-11.
8. De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dento maxillo facial radiology.* 2002;31(3):176-81.
9. Schliephake H, Wichmann M, Donnerstag F, Vogt S. Imaging of periimplant bone levels of implants with buccal bone defects. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):193-200.
10. Kavadella A, Karayiannis A, Nicopoulou-Karayianni K. Detectability of experimental peri-implant cancellous bone lesions using conventional and direct digital radiography. *Aust Dent J.* 2006;51(2):180-6.

11. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol.* 2006;77(7):1234-41.
12. Kullman L, Al-Asfour A, Zetterqvist L, Andersson L. Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):96-100.
13. Sirin Y, Horasan S, Yaman D, Basegmez C, Tanyel C, Aral A, et al. Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(7):1540-50.
14. Horwitz J, Zuabi O, Machtei EE. Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(10):1156-62.
15. Scarfe WC, Farman AG, Levin MD, Gane D. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *Alpha Omegan.* 2010;103(2):62-7.
16. Cavalcanti MG. Cone beam computed tomographic imaging: perspective, challenges, and the impact of near-trend future applications. *J Craniofac Surg.* 2012;23(1):279-82.
17. Kamburoglu K, Murat S, Kilic C, Yuksel S, Avsever H, Farman A, et al. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dento maxillo facial radiology.* 2014;43(4):20130332.
18. Ritter L, Elger MC, Rothamel D, Fienitz T, Zinser M, Schwarz F, et al. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dento maxillo facial radiology.* 2014;43(6):20130088.
19. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America.* 2012;20(1):1-17.
20. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(1):100-7.
21. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics.* 2004;24(6):1679-91.

22. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dento maxillo facial radiology*. 2011;40(5):265-73.
23. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MG. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. *J Endod*. 2011;37(10):1456-9.
24. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J*. 2009;42(6):463-75.
25. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC, et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;113(6):817-26.
26. Roos-Jansaker AM, Renvert S, Egelberg J. Treatment of peri-implant infections: a literature review. *J Clin Periodontol*. 2003;30(6):467-85.
27. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119-30.
28. Lofthag-Hansen S, Grondahl K, Ekestubbe A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(3):246-55.
29. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.
30. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig*. 2006;10(1):1-7.
31. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:55-77.
32. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707-30, v.

33. Brown J, Jacobs R, Levring Jaghagen E, Lindh C, Baksi G, Schulze D, et al. Basic training requirements for the use of dental CBCT by dentists - a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology (EADMFR). *Dentomaxillofac Radiol.* 2013.
34. Mahnken AH, Raupach R, Wildberger JE, Jung B, Heussen N, Flohr TG, et al. A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: in vitro and in vivo evaluation after total hip replacement. *Invest Radiol.* 2003;38(12):769-75.
35. Lemmens C, Faul D, Nuyts J. Suppression of metal artifacts in CT using a reconstruction procedure that combines MAP and projection completion. *IEEE Trans Med Imaging.* 2009;28(2):250-60.
36. 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;21(7):718-25.
37. 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 Implants Res.* 2013;24(6):671-8.
38. de-Azevedo-Vaz SL, Alencar PN, Rovaris K, Campos PS, Haiter-Neto F. Enhancement cone beam computed tomography filters improve in vitro periimplant dehiscence detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013;116(5):633-9.
39. Kamburoglu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yuksel 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. *Dento maxillo facial radiology.* 2013;42(8):20130176.
40. Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(2):174-7.
41. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):75-9.

42. 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;115(1):121-7.
43. Tirrell BC, Miles DA, Brown CE, Jr., Legan JJ. Interpretation of chemically created lesions using direct digital imaging. *J Endod*. 1996;22(2):74-8.
44. Meier AW, Brown CE, Miles DA, Analoui M. Interpretation of chemically created periapical lesions using direct digital imaging. *J Endod*. 1996;22(10):516-20.
45. Koenig L, Parks E, Analoui M, Eckert G. The impact of image compression on diagnostic quality of digital images for detection of chemically-induced periapical lesions. *Dento maxillo facial radiology*. 2004;33(1):37-43.
46. Kamburoglu K, Kilic C, Ozen T, Horasan S. Accuracy of chemically created periapical lesion measurements using limited cone beam computed tomography. *Dento maxillo facial radiology*. 2010;39(2):95-9.
47. Albuquerque MA, Gaia BF, Cavalcanti MG. Comparison between multislice and cone-beam computerized tomography in the volumetric assessment of cleft palate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011;112(2):249-57.
48. Marques AP, Perrella A, Arita ES, Pereira MF, Cavalcanti Mde G. Assessment of simulated mandibular condyle bone lesions by cone beam computed tomography. *Braz Oral Res*. 2010;24(4):467-74.
49. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;108(3):430-6.
50. Al-Harbi SA, Sun AY. Implant placement accuracy when using stereolithographic template as a surgical guide: preliminary results. *Implant Dent*. 2009;18(1):46-56.
51. Costa FF. Avaliação da interferência de artefatos metálicos dentários na visualização da integridade radicular utilizando a Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2013 94 p.

52. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33(1):159-74.
53. Ozen T, Kamburoglu K, Cebeci AR, Yuksel SP, Paksoy CS. Interpretation of chemically created periapical lesions using 2 different dental cone-beam computerized tomography units, an intraoral digital sensor, and conventional film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(3):426-32.
54. Sogur E, Baksi BG, Grondahl HG, Lomcali G, Sen BH. Detectability of chemically induced periapical lesions by limited cone beam computed tomography, intra-oral digital and conventional film radiography. *Dento maxillo facial radiology*. 2009;38(7):458-64.
55. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Pinheiro LR, Tortamano IP, Cavalcanti MG. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. *J Endod*. 2012;38(6):856-9.
56. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dento maxillo facial radiology*. 2015;44(1):20140197.
57. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J*. 2003;19(2):67-75.
58. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*. 2012;81(2):267-71.
59. Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P, Schulze D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dento maxillo facial radiology*. 2013;42(7):20120417.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS

Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
Av. Prof. Lineu Prestes, 2415 – CEP. 05508-000 São Paulo, SP Brasil
Telefone :(55) (011) 3091.7733 – e-mail: cep@icb.usp.br

CERTIFICADO

Certificamos que o protocolo registrado sob nº **013** nas fls. **124** do livro **02** para uso de animais em experimentação, sob a responsabilidade do Prof(a) Dr(a)) **Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti**, Coordenador (a) da Linha de pesquisa *"Tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de defeitos ósseos peri-implantares simulados em costelas bovinas frescas"* do qual participam o(s) aluno(s) **Lucas Rodrigues Pinheiro, Otávio Shoiti Umetsubo**, está de acordo com os Princípios Éticos de Experimentação Animal adotado pela Sociedade Brasileira de Ciência de Animais de Laboratório (SBCAL) e foi aprovado pela **COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)** em **02.03.2012, com validade de 4 anos.**

São Paulo, 06 de março de 2012.

Prof. Dr. WOTHAN TAVARES DE LIMA
Coordenador
CEUA - ICB/USP

Prof. Dr. ARIEL MARIANO SILBER
Secretário
CEUA – ICB/USP