JUN HO KIM

**Comparação da precisão e acurácia de medidas lineares com diferentes
protocolos de tomografia computadorizada por feixe cônico**

São Paulo
2018

JUN HO KIM

**Comparação da precisão e acurácia de medidas lineares com diferentes
protocolos de tomografia computadorizada por feixe cônico**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Diagnóstico Bucal) para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientadora: Profa. Dra. Emiko Saito Arita

São Paulo

2018

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

Kim, Jun Ho.

Comparação da precisão e acurácia de medidas lineares com diferentes protocolos de tomografia computadorizada por feixe cônico / Jun Ho Kim ; orientador Emiko Saito Arita . -- São Paulo, 2018.

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

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Tomografia computadorizada por feixe cônico. 2. Defeitos ósseos peri-implantares. 3. Artefatos. I. Arita, Emiko Saito. II. Título.

Kim JH. Comparação da precisão e acurácia de medidas lineares com diferentes protocolos de tomografia computadorizada por feixe cônico. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: / /2018

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

A **Deus**, Criador deste Universo; ao meu Senhor, Salvador e Pastor **Jesus Cristo**.

A minha querida **avó materna** que me criou com muito amor, carinho e paciência.

A meu **avô paterno**, que sempre teve um enorme carinho por mim. Tenho orgulho de ser o seu neto.

A minha **tia** que está descansando no Céu.

A minha **avó paterna**, da qual tenho muito orgulho e respeito.

A **missionária Priscila**, minha tia em Cristo, exemplo de vida. Ela amava servir a igreja e seus membros de todo o coração. Foi uma honra tê-la conhecido. Nunca esquecerei do seu amor por mim e pela minha família.

Aos meus pais, **José e Rebeca**, meu porto seguro e minha força motriz, pelo seu imenso amor, compreensão, sacrifícios, e principalmente pela muita paciência. Em tudo eu me espelho em vocês. Amo vocês.

As minhas irmãs, **Sara e Lebeca**, que sempre se preocuparam comigo e me apoiaram. Amo vocês.

Aos meus pastores **Missionário Noé** e **Missionário Elias** pelo apoio e suporte por meio das orações.

.

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora, **Profa. Dra. Emiko Saito Arita**, pelo amor e muita paciência. Me ensinou não somente a pesquisa, mas também conselhos e valores para me tornar um excelente profissional e ser humano. Minha sincera gratidão por tudo que fez por mim.

Ao **Prof. Dr. Plauto Christopher Aranha Watanabe**, por todo ensinamento e contribuição para este trabalho. Agradeço pelos seus esforços sem medida para providenciar o material utilizado nesta dissertação.

Ao meu colaborador deste trabalho e amigo **Prof. Dr. Arthur Rodriguez Gonzales Cortes**, pela amizade, ajuda, apoio, incentivo e ensinamentos. Por confiar e acreditar em mim desde a época da graduação.

Ao meu colega e amigo **Eduardo Massaharu Aoki**, pela amizade, ajuda, apoio e incentivo. Sempre me deu todo suporte necessário para todas as coisas que precisei ao longo do curso e da profissão.

Ao meu colega e amigo **Reinaldo Abdala Júnior**, pela amizade, ajudas, conselhos, generosidade e principalmente por todo suporte dado neste trabalho.

Aos **Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira** e **Prof. Dr. Claudio Costa**, por todo apoio, ensino e incentivo, sempre com bom humor.

Aos Professores da disciplina de Radiologia, **Titular Dra. Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira**, **Dr. Cesar Angelo Lascala**, **Dr. Claudio Fróes de Freitas** e **Dr. Marcelo Cavalcanti**.

A secretária da disciplina, **Maria Aparecida Pinto (Cidinha)**, pela atenção, carinho e cuidado. Responsável por deixar os breves momentos de descanso muito mais prazerosos com seu delicioso café.

Ao meu grande amigo e colega de pós, **Moses Park**, pela sua amizade de mais de duas décadas e pelo apoio em diversos momentos.

Aos meus colegas do Programa Diagnóstico Bucal, em especial, aos amigos: **Renan Berbel, Isabela Choi, Luciana Munhoz, Erika Ramos, Julianne Pirágine, Denise Haddad, Nataly Zambrana, Jéssica Zambrana, Daniela Richarte, Fernando Amorim, Fernando Reis, Rodrigo Xandu e Giovanna Florezi**. Pelos bons momentos no dia-a-dia, apoio, incentivos e principalmente pela amizade, que tornaram a minha pós-graduação um período muito agradável.

Aos meus amigos da pós-graduação, **Elizabeth Rocha, Isaac Huang, Karolyne Oliveira, Vinicius Maximiano, Marcela Giudicissi, Estela Rebeis, Vanessa Marui, Ayran Luzzi, Caio Colombini, Wladimir Gushiken e Stephanie Garófalo**. Obrigado por fazerem parte dessa jornada.

Aos meus amigos, **Christian Maruyama, Yohan Huh e Karina Tiemi** pela amizade e pelo apoio.

A todas as pessoas da minha igreja, quem me apoiaram e torceram por mim.

Ao Programa de Pós-Graduação em Diagnóstico Bucal.

A Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, por proporcionar e oferecer meios para o meu crescimento profissional.

A agência de fomento a pesquisa CAPES pelo auxílio financeiro.

“O SENHOR é o meu pastor; nada me faltará.”

Salmos 23:1

RESUMO

Kim JH. Comparação da precisão e acurácia de medidas lineares com diferentes protocolos de tomografia computadorizada por feixe cônico [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Original.

Uma das complicações mais importantes relacionadas com o tratamento de implante dentário é a peri-implantite. Devido a limitação pela sobreposição de estruturas da técnica periapical, nos casos da perda óssea peri-implantar nas faces vestibulares e linguais ou palatais necessita-se de um exame capaz de prover imagens em 3 dimensões para o correto diagnóstico, sendo as imagens de tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) as mais indicadas. O objetivo deste estudo foi avaliar a acurácia, especificidade, sensibilidade, concordância inter e intra-observadores e determinar a influência dos artefatos na detecção dos defeitos ósseos peri-implantares simulados em mandíbulas humanas edêndulas secas. Foram utilizados dois aparelhos de TCFC com diferentes protocolos de aquisição: i-CAT Gendex CB-500(120kVp, 5mA) e ORTHOPANTOMOGRAPH OP300(90kVp, 6.3mA). Foram instalados 24 implantes dentários cilíndricos e executados dezesseis defeitos somente nas faces vestibulares, com os comprimentos que variaram de 0,5mm a 15mm. Somente cortes sagitais foram utilizados para avaliação qualitativa e quantitativa dos defeitos foi realizada por meio de Image J. Os resultados do teste de concordância intra e inter-observadores tanto nas avaliações qualitativas e quantitativas foram predominantemente fracos. Os valores de Área Sob a Curva (ASC) variaram de 0.51 a 0.72 no i-CAT Gendex CB-500; e no ORTHOPANTOMOGRAPH OP300 variaram de 0.54 a 0.75, demonstrando desempenho diagnóstico ligeiramente superior. Nas imagens obtidas em aparelho com 120kVp (i-CAT Gendex CB-500) foram observados maior contraste em relação ao aparelho 90kVp (ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300); em aparelho com o menor kVp (OP300) formaram mais artefatos e estes, degradaram a qualidade das imagens e influenciaram o desempenho diagnóstico das TCFCs na detecção e nas mensurações de perda óssea peri-implantar. Os protocolos de aquisições diferentes podem influenciar no aumento ou redução da formação dos artefatos.

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

ABSTRACT

Kim JH. Comparison of accuracy and precision of linear measurements with different cone beam computed tomographic protocols [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Original.

One of the most important complications related to dental implant treatment is peri-implantitis. Due to the structures overlapping inherited to periapical technique, in cases of buccal and lingual or palatal bone loss in peri-implantitis, the 3 dimensions observation exam like cone beam computed tomography(CBCT) is most indicated. The objective of this study was to evaluate the accuracy, specificity, sensitivity, inter- and intra-observer agreement and to determine the influence of the artifacts in the detection of the peri-implant bone defects simulated in human dry mandibles. The two CBCT devices with different acquisition protocols were used in this study: i-CAT Gendex CB-500 (120kVp, 5mA) and ORTHOPANTOMOGRAPH OP300 (90kVp, 6.3mA). Twenty-four cylindrical dental implants were placed and 16 defects were prepared only on buccal faces, the defect lengths ranged from 0.5mm to 15mm. For qualitative and quantitative assessment, only sagittal slices were evaluated by the observers, using Image J software. The results of intra and inter-observer agreement tests in both assessments were generally poor. The AUC values ranged from 0.51 to 0.72 on the i-CAT Gendex CB-500; and in the ORTHOPANTOMOGRAPH OP300 ranged from 0.54 to 0.75, showing slightly higher diagnostic performance. Higher contrast was observed in the 120 kVp device's images (i-CAT Gendex CB-500) when compared with the 90 kVp device's image (ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300). The low kVp device (OP300), formed more artifacts which degraded the image quality and influenced the CBCT diagnostic performance in the detection and measurement of peri-implant bone loss. Different CBCT acquisition protocols may influence increasing or reducing artefact formation.

Keywords: Cone beam computed tomographic. Peri-implant bone defects. Artifacts.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Seleção do corte coronal panorâmica (A) para guiar os cortes sagitais (B) e (C).	41
Figura 4.2 – Traçado de linha de orientação calibração da medida.	42
Figura 4.3 – Imagem inserida no powerpoint para avaliação qualitativa.	42
Figura 4.4 – Calibração por meio da linha previamente traçado na figura 4.2.....	44
Figura 4.5 – Avaliação visual da formação dos artefatos: A é a imagem da i-CAT Gendex CB-500 e B é a imagem ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300..	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Protocolo de aquisição em tomógrafos	40
Tabela 5.1 – Teste de concordância intra-observador e inter-observador da avaliação qualitativa entre i-CAT Gendex CB-500 ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300.	47
Tabela 5.2 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espe.) e acurácia (Acur.) dos observadores sob protocolo de aquisição – i-CAT Gendex CB-500 – 120kVp, 5mA, 23s	48
Tabela 5.3 - Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espe.) e acurácia (Acur.) dos observadores sob protocolo de ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 – 90kVp, 6.3mA, 13s	48
Tabela 5.4 – Teste de concordância intra-observador e inter-observador da avaliação quantitativa dos defeitos mensurados entre i-CAT Gendex CB-500 e ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300.....	49
Tabela 5.5 – Valores de Área Sob a Curva (ASC) da análise ROC dos observadores – i-CAT Gendex CB-500	49
Tabela 5.6 – Valores de Área Sob a Curva (ASC) da análise ROC dos observadores ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300.....	51
Tabela 5.7 – Avaliação visual e individual das imagens i-CAT Gendex CB-500 e ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300.....	54
Tabela 5.8 - Avaliação visual de artefatos formados das imagens de i-CAT Gendex CB-500 e ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 em porcentagem.	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASC	Área Sob a Curva
cm	Centímetro
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FOV	Field of View - Campo de Visão
ICC	Intraclass Correlation
Kappa	Avaliação de concordância ou reprodutibilidade
kVp	Quilovoltagem Pico
mA	Miliamperagem
mm	Milímetro
TCMS	Tomografia Computadorizada MultiSlice
PNG	Portable Network Graphics
ROC	Receiver Operating Characteristic
RP	Radiografia Periapical digital indireta
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico
TIFF	Tagged Image File Format

LISTA DE SÍMBOLOS

s	segundos
°	graus (ângulo)
%	porcentagem

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
2	REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1	PERI-IMPLANTITE E SEU DIAGNÓSTICO	27
2.2	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	28
2.3	ARTEFATOS METÁLICOS NAS TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS	30
2.4	DETECÇÃO DOS DEFEITOS ÓSSEOS PERI-IMPLANTARES NA TCFC	32
3	PROPOSIÇÃO	35
4	CASUÍSTICA-MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1	CASUÍSTICA	37
4.2	MATERIAIS	37
4.3	MÉTODOS	38
4.3.1	Instalação dos implantes	38
4.3.2	Desgaste ósseo para simulação das reabsorções ósseas peri-implantares	39
4.3.3	Aquisição das imagens de tomografias computadorizadas por feixe cônico	40
4.3.4	Seleção e formatação das imagens	40
4.3.5	Análise qualitativa e quantitativa das imagens	43
4.3.5.1	<i>Análise qualitativa</i>	43
4.3.5.2	<i>Mensuração do defeito</i>	43
4.3.5.3	<i>Avaliação de artefatos formados das imagens</i>	44
4.4	Estatística	45
5	RESULTADOS	47
6	DISCUSSÃO	55
7	CONCLUSÕES	59
	REFERÊNCIAS	61
	ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa	66

1 INTRODUÇÃO

Uma das complicações mais importantes relacionadas com o tratamento de implante dentário é a peri-implantite, uma condição causada por alterações nos tecidos peri-implantares que inclui uma intensa inflamação dos tecidos periodontais, semelhante àquelas encontradas em casos de periodontite. A peri-implantite é causada principalmente por fatores como placa bacteriana e biofilme, que podem se acumular em superfícies de implantes e parafusos de cicatrização. A inflamação que ocorre no tecido peri-implantar é irreversível, normalmente associada com a perda óssea alveolar, o que difere de casos de mucosite peri-implantar, nos quais a inflamação é reversível e sem perda óssea associada(1, 2).

A perda óssea em casos de peri-implantite pode ser diagnosticada pelo exame clínico periodontal, por meio da profundidade da sondagem no sulco peri-implantar, sangramento a sondagem, presença de supuração e exames radiográficos(2). Os exames radiográficos são os exames que contribuem de maneira significativa para o diagnóstico(2, 3). Dentre eles, o mais empregado rotineiramente para esse propósito é a radiografia periapical pela técnica do paralelismo(3, 4) cuja imagem apresenta a característica bidimensional e sujeita à sobreposição de estruturas anatômicas.

Devido a limitação pela sobreposição de estruturas, nos casos de perda óssea peri-implantar nas faces vestibulares e linguais ou palatais, necessita-se de uma imagem capaz de observar em 3 dimensões para o correto diagnóstico(5, 6).

Para tanto, as imagens de TCFC são as mais indicadas, cuja aplicação desses exames vem se tornando relevantes ao longo dos anos, pelas suas características como potente auxiliar de diagnóstico. Desenvolvido com finalidade de aquisição de imagens tridimensionais de estruturas maxilomandibulares com tempo de escaneamento mais rápido, melhor custo-benefício e com doses de radiações menores do que a tomografia computadorizada de feixe em leque ou multislice(TCMS), atualmente é amplamente aplicada nas áreas de endodontia, cirurgia bucomaxilofacial e principalmente no planejamento de implantes.

No entanto, dependendo dos parâmetros de aquisição da imagem tais como: tamanho do campo de visão (FOV), tempo de exposição, dimensão do voxel, número de projeções (frames), quilovoltagem pico (kVp) e miliamperagem (mA); a qualidade

da imagem podem ser alteradas(6-8); sobretudo, a presença de materiais metálicos componente de alta densidade atômica, comprometem a qualidade de imagem pela formação de artefatos(9, 10).

Com o intuito de obter melhor qualidade da imagem de TCFC para o diagnóstico das peri-implantites, vem sendo estudados diversos protocolos de aquisição mais adequados(11, 12), como a influência na diminuição do tamanho da FOV e do voxel que já estão consolidados na literatura(7, 8, 13). Porém, a influência dos outros parâmetros de aquisição tais como mA e kVp na avaliação dos defeitos ósseos peri-implantares ainda não estão em consenso e bem definidos. Adicionalmente, a formação de artefatos próximo do corpo de alta densidade como implantes, núcleos e as restaurações, usualmente interferem na interpretação das imagens dificultando o correto diagnóstico.

Por conseguinte, é de suma importância compreender plenamente os princípios técnicos da TCFC de modo a obter imagens de boa qualidade e evitar que os pacientes sejam submetidos às radiações desnecessárias, devendo ter em mente que a informação necessária deve ser resultado do emprego de menor dose de radiação possível.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PERI-IMPLANTITE E SEU DIAGNÓSTICO

De acordo com a Academia Americana de Periodontia em 2013(14), 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 da perda óssea. Peri-implantite é o processo inflamatório ao redor do implante, incluindo reabsorção progressiva do osso de suporte.

A perda óssea alveolar é entre diferentes formas, uma das principais características da periodontite e em casos de peri-implantite pode ser diagnosticada por meio da sondagem de profundidade do sulco peri-implantar, sangramento e presença de supuração(2).

Em pacientes que possuem periodontos finos, normalmente apresentam recessões gengivais e osso fino podendo desenvolver fenestrações, expondo uma parte da raiz, sem afetar o tecido ósseo marginal; contudo, quando também esse tecido marginal está ausente, formam deiscências(15).

A falta de estrutura óssea parcial sobre superfície do implante com osso presente na região do rebordo alveolar coronal, é denominada fenestração peri-implantar. Tanto a fenestração como a deiscência podem ser causadas por colocação incorreta do implante na cirurgia comprometendo estética e a higiene. Um diagnóstico precoce de defeitos ósseos peri-implantares é de suma importância, pois esses defeitos podem levar à recessão gengival e perda de osso e implante(7).

Além da sondagem, rotineiramente as radiografias interproximais e periapicais são as mais executadas, fornecendo imagens em duas dimensões e estão sujeitas à sobreposição de estruturas anatômicas e diversos graus de distorções. As imagens bidimensionais impõem limitações, não possibilitando as análises volumétricas, dificultando a determinação das possíveis ocorrências dos defeitos ósseos ao redor dos implantes(2, 16). As sobreposições das estruturas ósseas vestibular e lingual contralaterais dificultam os exames imaginológicos e o método diagnóstico disponível atualmente é por tomografia computadorizada para avaliação pré-cirúrgica, como

auxiliar de diagnóstico da qualidade e em especial a quantidade óssea disponível, assim como, permite a detecção das deiscências e fenestrações com acurácia(7).

2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

O tomógrafo com capacidade de realizar a varredura do corpo todo foi desenvolvido em 1975 aplicando o método de “step and shoot”, onde após cada aquisição de uma fatia do objeto, a mesa era translada para o novo plano de interesse e outra aquisição era realizada(17).

Série de equipamentos de TCFC apresenta um protocolo padrão com os parâmetros de aquisição e os tamanhos de voxel adequados para indivíduos de diferentes características e o profissional deve selecionar, a partir de variados protocolos disponíveis nos aparelhos, como o tempo de exposição de acordo com as características anatômicas e estruturais de cada paciente. Como a dose de radiação recebida pelo indivíduo depende inicialmente do FOV e dos parâmetros energéticos como a quilovoltagem - kV, miliamperagem – mA e tempo de exposição – s, adequados, é importante a seleção do protocolo ideal que permita a menor dose de radiação para o paciente capacitando as informações necessárias para o diagnóstico (SEDENTEXCT 2011)(18).

O desenvolvimento da TCFC voltada para a Odontologia, promoveu aprimoramento das características do equipamento de custos mais acessíveis, dose de radiação mais baixa destacando-se por oferecer tamanho reduzido do equipamento de fácil operação técnica, com aquisições relativamente rápidas(19, 20) e softwares específicos para planejamento em implantodontia para a observação das estruturas anatômicas em imagens volumétricas superando as limitações existentes em radiografias convencionais(4). A TCFC possibilita ainda uma avaliação precisa para realização de enxertos ósseos, podendo planejar de forma acurada e detalhada das áreas doadora e receptora(5), permitindo mensurações lineares seguras para o planejamento de implantes dentários.

O desempenho de um tomógrafo depende de múltiplos fatores que influenciam, desde as características técnicas e geométricas do próprio aparelho-fonte

de raios-X, detectores, colimação, etc., até o protocolo de aquisição e algoritmo de reconstrução de processamento(9, 21, 22).

Vasconcelos et al. (23) avaliaram os padrões de artefatos característicos associados com as raízes dos dentes preenchidos com Guta-percha em imagens escaneados com quatro aparelhos TCFC. A variação da expressão do artefato entre imagens TCFC foi significativa. Os autores salientaram que são necessários mais esforços para elaborar modelos matemáticos na tentativa de melhorar o algoritmo de reconstrução e melhorar a qualidade da imagem para reduzir artefatos, principalmente na presença de materiais densos como guta-percha.

A TCFC promove emissão dos feixes de Raio-x com volume limitado de formato cônico e são identificados por um intensificador de imagens ou um sensor plano juntamente com um sensor sólido que rotaciona juntamente com a fonte de raios-x ao redor do paciente. As imagens obtidas das exposições geram um volume cilíndrico e o programa elabora a reconstrução primária. Para avaliação das imagens, reconstruções secundárias são executadas de acordo com as necessidades e com os protocolos de atendimento, podendo-se gerar a partir da TCFC imagens planas ou tridimensionais (19, 24, 25).

Algumas limitações são encontradas em TCFC no seu desempenho relacionado ao espectro de radiação e com a consonância na resposta da área do detector. A qualidade da imagem depende dos efeitos que podem se mostrar mais pronunciados em exposições muito elevados ou muito baixas (26).

Os tomógrafos de feixe cônico produzem imagens com voxel isotrópico e por ser isotrópico, o nível de resolução espacial irá se exprimir na acurácia das medidas de dimensão, quando da avaliação da região de um implante (26). A escolha dos parâmetros de escaneamento, tais como corrente do tubo, tensão do tubo (mA), tempo de exposição afetam a qualidade da imagem. Nesse contexto, o estudo da qualidade da imagem está diretamente relacionado sob o ponto vista da otimização. Outros elementos como o tipo de receptor de imagem, o FOV e o fator de geração de raios-X também interferem na qualidade da imagem(27), interferências essas que podem ser identificadas de acordo com resolução espacial, com ruído quântico, resolução de contraste e principalmente os artefatos que podem degradar a qualidade das imagens. Os objetos metálicos absorvem mais os feixes de raios-X de baixa energia durante o escaneamento pela TC não permitindo que os detectores

interpretem os dados, assim, a projeção da imagem aparece com sombras nas áreas próximas ao objeto metálico (28).

A qualidade e a nitidez da imagem também depende de uma boa resolução espacial que é a habilidade de um sistema de imagem distinguir dois objetos de pequenas dimensões e muito próximos, entendendo-se como de alta resolução(29).

À imagem de uma estrutura homogênea que apresenta o mesmo coeficiente de atenuação deveria, em princípio, ser atribuída o mesmo valor de tom de cinza, mas, na prática, isso não ocorre. O feixe primário de forma geométrica cônica que incide no detector, produz uma quantidade expressiva de espalhamento de fótons, contribui para o aumento de ruído na imagem, sendo um fator significativo na redução do contraste. Além disso, em razão da divergência do feixe de raios-X sobre a área do detector, pode produzir uma grande variedade na intensidade dos fótons que incidem no paciente pode atuar como fator ruído, por essas razões, e pelo uso da tensão e da corrente do tubo serem valores baixos, a escala de cinza fica limitado em imagens em TCFC. Por conseguinte, para discernir diferenças sutilezas entre os diferentes tecidos moles fica impossibilitado (26). Os níveis de cinza obtidos nos sistemas de TCFC são arbitrários e não possibilitam a avaliação da qualidade de várias estruturas, principalmente as ósseas (30).

Apesar de terem sido propostos diversos métodos quantitativos para análise das imagens, os métodos mais aceitos ainda são aqueles que exigem um observador para detectá-los, subjetivamente, como objetos distintos. A habilidade em diferenciar duas estruturas bem próximas em uma imagem, pode sofrer interferência ou prejudicada pela presença de artefatos que aparecem em TC. O artefato é definido como qualquer discrepância sistemática entre os números de TC na imagem reconstruída e os verdadeiros coeficientes de atenuação do objeto, isto é, a observação de estruturas na imagem que não pertencem ao objeto real (9).

2.3 ARTEFATOS METÁLICOS NAS TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS

Artefatos podem ser induzidos em imagens de TCFC e foram descritos como um fenômeno periférico, aparecendo como banda brilhante, próxima ao campo de visão (FOV) (31).

Os artefatos ocorrem principalmente no controle pós-operatório dos implantes dentários em TC devido ao alto nível de ruído nas imagens adquiridas com TCFC. Os artefatos quando presentes na área escaneada pela tomografia computadorizada, produzem os artefatos metálicos com aspectos de estrias hiperdensas nas imagens. Na presença desses artefatos, a imagem de tomografia computadorizada fica prejudicada, pois a formação de estrias hiperdensas e hipodensas nas áreas adjacentes à estrutura metálica dificulta a interpretação da imagem, independente do corte seccional utilizado para visualização desta (5, 9, 32).

Diferentes fatores podem ocasionar formação de artefatos. O que ocorre em virtude do fenômeno de dispersão de fótons – de natureza policromática dos feixes de raios-X que resultam na absorção de fótons de baixa energia ocasionando o endurecimento do feixe – o beam hardening e, deste fenômeno podem surgir tipos de artefatos; o artefato tipo cupping decorrente de absorção diferencial, isto é, o feixe de raios-X é mais endurecido quando atravessa porção média de um objeto uniforme e cilíndrico de modo que ele é mais intenso quando chega aos detectores. O tipo streaking é observado como faixas enegrecidas entre dois objetos com densidades elevadas. Esse tipo de artefato ocorre principalmente em áreas ósseas e regiões em que estão localizadas estruturas metálicas. A área escura adjacente ao material de alta densidade observada em imagens tomográficas é denominada de halo hypodense ou dark bands causada por dados corrompidos após o feixe de raios-X atravessar estruturas de densidade elevada. Tanto o artefato tipo streaking como o tipo cupping degradam a qualidade da imagem de intensidades variadas (9, 19, 33).

O estudo realizado por meio de revisão sistemática sobre o conhecimento atual da influência de artefatos sobre a interpretação de imagens obtidas por meio de TCFC, os autores concluíram que os artefatos originários do CBCT podem afetar significativamente no resultado da interpretação(34).

2.4 DETECÇÃO DOS DEFEITOS ÓSSEOS PERI-IMPLANTARES NA TCFC

Em diversos estudos são utilizadas maxilas e/ou mandíbulas secas, nas quais são colocados implantes e/ou são simuladas lesões (23, 35-39). Dentre esses estudos foi possível verificar que, para os casos de endodontia, devem ser utilizados FOVs menores(38); assim como, reduzir-se a corrente do tubo para 2 mA não há resultado significativo sobre a sensibilidade ou a especificidade na detecção das fraturas radiculares (39).

O estudo realizado por (Mengel et al.,2006) foi um dos primeiros a utilizar TCFC na área de periodontia onde avaliaram a presença de deiscência, fenestração e defeitos intraósseos *in vitro* em mandíbulas humanas e em porcos (40). Foi um estudo comparativo por meio de radiografias periapicais, panorâmicas, TC, TCFC e histológica, verificando a presença de deiscência, fenestração, defeitos intraósseos de duas ou três paredes e envolvimento de furca. Os resultados obtidos por meio de análise subjetiva, demonstraram que tanto TC quanto TCFC foram precisos na elucidação de defeitos intraósseos, sendo esses resultados melhores quando comparados a radiografia periapical e panorâmica, concluindo que a TCFC apresentou melhor qualidade de imagem.

Com o propósito de avaliar a influência das condições de aquisição da imagem por meio de TCFC baseando-se na observação subjetiva das estruturas anatômicas e os respectivos pontos de referência, a qualidade de imagem tem sido pesquisada exaustivamente(41).

Estudo comparou a precisão diagnóstica da radiografia periapical convencional e em TCFC na detecção de defeitos ósseos peri-implantares(4). Utilizando costelas bovinas frescas colocaram implantes variando diâmetro com cinco sem espaço peri-implante, cinco com espaço de 0,35 mm e cinco com espaço de 0,675 mm obtendo imagens radiográficas periapicais digitais (LCPAs); TCFC de volume limitado usando 3D Accuitomo 80® e TCFC de grande volume usando o i-CAT Next Generation®. As imagens foram examinadas por nove examinadores em duas ocasiões. A presença ou ausência de radiolucência peri-implante foi registrada em uma escala de cinco pontos. Os autores verificaram que os LCPAs digitais foram melhores no diagnóstico de um defeito ósseo peri-implante quando o espaço peri-

implante foi de 0,35 mm ($p < 0,02$). À medida que o espaço peri-implante aumentou para 0,675 mm, não houve diferença significativa na precisão diagnóstica entre os três métodos de imagem. LCPAs e i-CAT teve especificidade significativamente melhor e valor preditivo positivo do que o Accuitomo, concluindo que dentro das limitações deste estudo, os LCPAs são um método confiável e válido para análise dos defeitos ósseos peri-implantes apresentando desempenho significativamente maior que o TCFC.

Com o propósito de avaliar a precisão de detecção das fenestração e deiscência peri-implantares e para determinar os efeitos de 2 tamanhos de voxel além dos modos de varredura em TCFC, implantes de titânio foram colocados em costelas bovinas e os defeitos ósseos foram executados. As imagens TCFC foram adquiridas com o uso de 3 protocolos em aparelho i-CAT NG com seguintes protocolos: A) 0,2 mm tamanho do voxel, meio-scan (180°); B) tamanho do voxel de 0,2 mm, varredura completa (360°); e C) varredura completa do tamanho do voxel de 0,12 mm (360°). Dos resultados foram obtidas curvas características operacionais do receptor e valores de diagnóstico onde concluíram que o protocolo B produziu os valores mais altos e que o tamanho do voxel não afetou o grau de avaliação da fenestração e a deiscência (27).

Autores investigaram a influência de um software para redução do artefato metálico da TCFC na detecção de perdas ósseas peri-implantares na região vestibular (5). Para a avaliação das imagens foram utilizadas apenas imagens sagitais previamente selecionadas em formato TIFF. Os autores concluíram que não houve diferença estatística 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, autores simularam defeitos de variados tamanhos de brocas esféricas(16). As aquisições tomográficas foram realizadas no aparelho 3D Accuitomo 170 e as imagens analisadas no software nativo (i-Dixel 2.0). Os resultados não mostraram diferenças entre os diferentes FOVs. As medidas realizadas nas imagens de TCFC tiveram forte correlação com as medidas físicas.

Para avaliar a acurácia, sensibilidade, especificidade e concordância inter e intra-observadores na detecção de defeitos ósseos peri-implantares em imagens radiográficas(8), empregaram radiografia periapical digital indireta (RP) com de placas de fósforo e TCFC. Os defeitos foram quimicamente simulados com Ácido Perclórico

a 70% 80 e implantes foram instalados em blocos de costela bovina. Os observadores avaliaram as imagens em um programa de análise (OsiriX MD) utilizando a ferramenta a 3D-RMP que permite explorar cortes axiais, coronais, sagitais e circunferenciais simultaneamente. A radiografia periapical foi a modalidade testada que obteve pior desempenho, especialmente no grupo de lesões menores. A TCFC obteve resultados mais satisfatórios que a RP para a detecção de defeitos ósseos peri-implantares, porém enfatizou-se o protocolo de aquisição adequado utilizado para avaliar os defeitos peri-implantares.

Pesquisadores avaliaram a eficácia da TCFC em imagens obtidas com diferentes configurações de quilovoltagem (75kVp e 90 kVp) na detecção de defeitos ósseos peri-implantares simulados quimicamente em costelas bovinas(6). E concluíram em que no protocolo com 90 kVp foi associada a uma taxa de detecção dos defeitos significativamente maior do que o protocolo com 75 kVp.

Pesquisadores estudaram a precisão das medidas lineares ao redor de implantes dentários com aparelho TCFC empregando diferentes parâmetros de exposição (22). 18 implantes dentários foram instalados em mandíbula humana seca e as imagens foram obtidas usando dois dispositivos CBCT; G1-Care Stream 9300 (70kVp, 6.3mA, voxel tamanho 0.18mm, campo de visão 8x8 cm) e G2-R100 Veraview (75kVp, 7.0mA, tamanho de voxel 0.125mm, campo de visão 8x8cm). As medições da espessura óssea foram realizadas em três pontos, localizados na região mais apical do implante (A); 5 mm acima do ponto apical (B) e da plataforma do implante (C), cujos dados obtidos foram comparados com medidas reais analisadas por microscopia óptica (CG). Os resultados demonstraram que os dispositivos CBCT mostraram precisão aceitável para medições lineares peri-implantares, dentro dos parâmetros de exposição utilizados.

3 PROPOSIÇÃO

-Determinar a influência dos protocolos de aquisição (kVp, mA e tempo de exposição) em 2 equipamentos de TCFCs.

-Avaliar a sensibilidade e especificidade, acurácia, concordância inter e intra-observadores e ASC de característica de operação do receptor (ROC) em dois equipamentos de TCFC para a detecção de perda ósseos peri-implantares.

-Determinar a influência dos artefatos no diagnóstico na mensuração de perda óssea peri-implantar.

4 CASUÍSTICA-MATERIAL E MÉTODOS

4.1 CASUÍSTICA

A amostra foi constituída por 7 mandíbulas edêntulas humanas usadas como bases ósseas para a instalação de 24 implantes dentários cilíndricos. Essas mandíbulas foram cedidas por um tempo determinado para fins de pesquisa pelo Laboratório de Anatomia do Departamento de Morfologia, Fisiologia e Patologia Básica da FORP/USP (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da USP).

Para a realização deste estudo, o projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) – Número do Parecer: 2.047.888; CAAE 67441817.7.0000.0075 (Anexo A).

Todos os exames de tomografias computadorizadas foram obtidos em duas clínicas particulares no Centro de Radiologia particular em Avaré, São Paulo e em Santa Cruz de Rio Pardo; São Paulo sob a autorização do responsável técnico das respectivas clínicas.

4.2 MATERIAIS

Para execução desse trabalho, foram utilizados:

- 24 implantes dentários cilíndricos;
- Fresas para colocação dos implantes: lança 2,0 mm, helicoidal 2,0 mm, piloto 2,0/3,0 mm, helicoidal 3,0 mm, helicoidal 3,15 mm
- Um micromotor da marca Kavo modelo 3NS;
- Uma broca de ponta diamantada de cilindro longo (diâmetro de 2mm da parte ativa) usado execução dos defeitos;

- Lâminas de cera utilidade número 7;
- Sonda periodontal Carolina do Norte número 15 (Hu-Friedy, Chicago, EUA);
- Máquina Fotográfica Digital Nikon Coolpix S51® 8.1 Megapixels (Nikon®, Japão);
- Laptop MacBookAir tela de 13 polegadas, modelo 2015 (Apple, EUA) com processador 1,6GHz Intel Core i5, memória de 4GB 1600MHz DDR3, Intel HD Graphics 6000 1536 MB e sistema operacional macOS High Sierra (Apple, EUA);
- Tomógrafo Computadorizado I-CAT Gendex CB-500 (Imaging Sciences, Hatfield, PA, EUA);
- Tomógrafo Computadorizado ORTHOPANTOMOGRAPH OP300 (Intrumentarium, Tuusula, Finlândia);
- Software visualizador de arquivos DICOM – OsiriX (Pixmeo, Genebra, Suíça);
- Software – Image J versão 1.51 m9 (National Institutes of Health, EUA);
- Software Adobe Photoshop® CS® 8.0 (Adobe Systems© Inc., EUA);
- Microsoft Excel® para Mac (Microsoft Corporation©, EUA);
- Microsoft PowerPoint® para Mac (Microsoft Corporation©, EUA);
- Software SPSS® 24 (IBM SPSS Data Collection®, EUA);
- Software Prism 7 for Mac (Graphpad,EUA).

4.3 MÉTODOS

4.3.1 Instalação dos implantes

Foram feitas perfurações nas sete mandíbulas seguindo as sequências de fresas: lança 2,0 mm; helicoidal 2,0 mm; piloto 2,0/3,0 mm; helicoidal 3,0 mm; helicoidal 3,15 mm de 24 sítios. Em três mandíbulas foram colocados 12 implantes (4 implantes por mandíbula) e em quatro mandíbulas foram colocados 12 implantes (3 implantes por mandíbula).

Os implantes foram colocados ao rebordo preferencialmente nas regiões dos primeiros molares (37 e 47) e na região do primeiros pré-molares (33 ou 43). Todos os implantes foram colocados por uma única pessoa (Especialista em Implantodontia).

Cada implante recebeu identificação por meio de números como se segue quadro abaixo:

Quadro 4.1 - Distribuição, localização dos implantes e defeitos ósseos

Mandíbula	Região	Sítio denominado	Defeito em mm
1	47	1	Ausente
	46	2	3.5
	36	3	15
	37	4	Ausente
2	47	5	3.5
	46	6	7
	36	7	3.5
	37	8	7
3	47	9	1
	34	10	Ausente
	36	11	3
4	47	12	Ausente
	44	13	Ausente
	34	14	4.5
5	47	15	Ausente
	34	16	3.5
	37	17	3
6	47	18	1
	46	19	2.5
	36	20	0.5
	37	21	Ausente
7	47	22	1
	34	23	1
	37	24	Ausente

Fonte: o autor.

4.3.2 Desgaste ósseo para simulação das reabsorções ósseas peri-implantares

Os defeitos foram feitos por meio de uma broca de ponta diamantada de cilindro longo (diâmetro de 2mm da parte ativa) obedecendo a linha medial do longo eixo do implante dentário previamente colocado. Dezesseis defeitos foram executados somente nas faces vestibulares com os respectivos comprimentos: 0,5mm; 1,0 mm;

2,5mm; 3,0 mm; 3,5mm; 4,5mm; 7,0mm e 15mm, a partir do rebordo ósseo. Todos os desgastes foram realizados por uma única pessoa para manter uniformidade dos defeitos. A medida exata do comprimento vertical de todos os defeitos ósseos foram verificadas com uma sonda periodontal milimetrada (Sonda Carolina do Norte No15 ponta única Hu-Friedy, Chicago, EUA) diretamente sobre as mandíbulas e registradas no software Excel. Quadro 4.1

4.3.3 Aquisição das imagens de tomografias computadorizadas por feixe cônico

Todos os escaneamentos foram feitos por um único profissional experiente. As aquisições das imagens em TCFC foram obtidas de maneira uniforme, obedecendo o plano de corte em orientação axial e nivelado com a base da mandíbula simulada. As imagens foram adquiridas utilizando os seguintes protocolos de aquisição (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 - Protocolo de aquisição em tomógrafos

Tomógrafo	Campo de Visão (FOV-Altura x Diâmetro)	Espessura de Voxel	kVp	mA	Tempo de aquisição
I-CAT Gendex CB-500	8cm x 8cm	0,125	120	5	23 segundos
ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300	6cm x 8cm	0,085	90	6,3	13 segundos

Fonte: o autor.

Após o processamento das imagens foram salvos conforme a configuração de cada modelo de aparelho e convertido para o arquivo de formato DICOM.

4.3.4 Seleção e formatação das imagens

Todas as imagens tomográficas foram inseridas e por meio de Software de visualizador de DICOM OsiriX e foram analisadas no laptop sob a configuração:

- Laptop MacBookAir tela de 13 polegadas, modelo 2015 (Apple, EUA) com processador 1,6GHz Intel Core i5, memória de 4GB 1600MHz DDR3, Intel HD Graphics 6000 1536 MB e sistema operacional macOS High Sierra (Apple, EUA).

Para selecionar as imagens, primeiramente obtive uma reconstrução coronal panorâmica para guiar os cortes sagitais conforme a figura 4.1.

Figura 4. 1 – Seleção do corte coronal panorâmica (A) para guiar os cortes sagitais (B) e (C)

Fonte: o autor.

Uma vez que selecionados os cortes sagitais de cada implante, foi traçado uma linha virtual do programa de visualizador de DICOM como futura orientação para calibração das imagens como na figura 4.2.

Figura 4.2 – Traçado de linha de orientação calibração da medida

Fonte: o autor.

Após esta etapa, “print screens” foram obtidos e salvos no formato de arquivo PNG. Posteriormente, o Software Adobe Photoshop® CS® 8.0 (Adobe Systems® Inc., EUA) foi utilizado para converter todos os arquivos PNG das imagens para o arquivo TIFF. As 48 imagens sagitais dos implantes (24 imagens do i-CAT Gendex CB-500 e 24 imagens de ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300) foram inseridas no software Microsoft PowerPoint® para Mac (Microsoft Corporation®, EUA) com a finalidade de análise das imagens como figura a seguir.

Figura 4. 3 – Imagem inserida no PowerPoint para avaliação qualitativa

Fonte: o autor.

4.3.5 Análise qualitativa e quantitativa das imagens

4.3.5.1 Análise qualitativa

As imagens foram avaliadas qualitativamente da seguinte maneira: a presença ou ausência de defeitos ósseos foram observadas seguindo a classificação em uma escala de 5 pontos:

- 1- Defeito definitivamente ausente;
- 2- Provavelmente ausente;
- 3- Incerto;
- 4- Provavelmente presente;
- 5- Defeito definitivamente presente.

Esta classificação seguiu os critérios de avaliação dos defeitos feito por Pinheiro et al. (8).

As imagens foram analisadas por 3 observadores radiologistas odontológicos, sendo que dois observadores tinham expertise avançada em interpretação de imagens radiográficas e tomográficas enquanto um observador com pouca experiência em análises de imagens dessa natureza. Cada um dos observadores tiveram um treinamento separado para identificar e distinguir dos defeitos peri-implantares e dos artefatos formados nas imagens por meio das imagens previamente selecionadas. As avaliações das imagens foram realizadas de forma independente e em momentos diferentes sendo que, cada implante foi avaliado individualmente não havendo restrição de tempo. A ordem dos slides foi randomizada para cada observador por meio de pessoa externa a este estudo.

4.3.5.2 Mensuração do defeito

Quando um observador escolhesse a classificação “5- Defeito definitivamente presente” na avaliação das imagens, cada imagem em questão foi separada para análise quantitativa do defeito. Após o término da avaliação qualitativa, todas as imagens que o observador optou classificação “5- Defeito definitivamente presente” foram rerepresentadas para que mensurasse a altura do defeito observado na imagem por meio do software Image J versão 1.51 m9 (National Institutes of Health, EUA) como representado na figura 4.4. Antes da mensuração, todas as imagens foram calibradas de acordo com a indicação do programa.

Figura 4.4 – Calibração por meio da linha previamente traçado na Figura 4.2

Fonte: o autor.

4.3.5.3 Avaliação de artefatos formados das imagens

Foi feita uma avaliação visual das 48 imagens em relação ao formação dos artefatos. Esta avaliação foi feita por único observador radiologista e todas as imagens

foram avaliadas individualmente conforme a figura (4.5). Considerou-se apenas 2 critérios de avaliação da formação dos artefatos: Pouco ou Bastante.

Figura 4.5 – Avaliação visual da formação dos artefatos: A é a imagem da I-CAT Gendex CB-500 e B é a imagem ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Fonte: o autor.

4.4 ESTATÍSTICA

A avaliação qualitativa entre os observadores foi calculado utilizando o coeficiente Kappa. Na avaliação quantitativa dos defeitos foi calculada a Correlação Intraclass (ICC) comparando com mm dos defeitos mensurados por meio da sonda periodontal. A sensibilidade, especificidade, acurácia e a área sob a curva ROC (Receiver Operating Characteristic Curve) para verificar o desempenho diagnóstico de cada observador e dos tomógrafos foram calculadas. Para todas as análises estatísticas foram utilizados os Software SPSS® 24 (IBM SPSS Data Collection®, EUA) e Software Prism 7 for Mac (Graphpad,EUA).

5 RESULTADOS

Na Tabela 5.1, os resultados do teste de concordância para a avaliação qualitativa intra e interobservadores para os 2 tomógrafos avaliados. Para o teste de concordância intra-observadores, observou-se concordância fraca entre todos os observadores: o menor valor obtido de concordância foi de 0.17 para o Observador 1 e o tomógrafo ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 e o maior de 0.36 para o observador 2 e o tomógrafo i-CAT Gendex CB-500.

No tocante a concordância inter-observadores, descrita na mesma tabela, foi observado que apresentaram concordância relevante entre os observadores 2 e 3 somente; os demais apresentaram concordância fraca.

Tabela 5.1 – Teste de concordância intra-observador e inter-observador da avaliação qualitativa entre i-CAT Gendex CB-500 ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Tomógrafo	Intra-Observador			Inter-Observador		
	Obs. 1	Obs.2	Obs.3	Obs.1xObs.2	Obs.1xObs.3	Obs.2xObs.3
i-CAT Gendex CB-500	0.26	0.36	0.27	0.35	0.29	0.61
ORTHOPANTO MOGRAPH® O P300	0.17	0.28	0.33	0.30	0.23	0.65

Fonte: o autor.

Na Tabela 5.2, encontram-se descritos os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia para o tomógrafo i-CAT Gendex CB-500. Maior acurácia nas avaliações utilizando-se imagens deste aparelho foram verificadas para o observador 2 (75% IC 53,2 – 90,2); menor acurácia para o observador 1 (54.1% IC 32,8-74,4). Em relação à sensibilidade, observadores 2 e 3 apresentaram semelhança (81.2% IC 54,3 – 95,9), sendo que o observador 1 demonstrou maior especificidade em relação aos demais observadores (70% IC 34,7 – 93,3) na detecção dos defeitos ósseos peri-implantares.

Tabela 5.2 – Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espe.) e acurácia (Acur.) dos observadores sob protocolo de aquisição – i-CAT Gendex CB-500 – 120kVp, 5mA, 23s

Observador 1			Observador 2			Observador 3		
Sens.	Espe.	Acur.	Sens.	Espe.	Acur.	Sens.	Espe.	Acur.
42.8%	70%	54.1%	81.2%	62.5%	75%	81.2%	50%	70.8%
(17.6-71.1)*	(34.7-93.3)*	(32.8-74.4)*	(54.3-95.9)*	(24.4-91.4)*	(53.2-90.2)*	(54.3-95.9)*	(15.7-84.3)*	(48.9-87.3)*

* Intervalo de Confiança a 95%

Fonte: o autor.

Exibidos na Tabela 5.3, sensibilidade, especificidade e acurácia para o aparelho ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300. Acurácia de 75% (IC 53,2 – 90,2) foi constatada para os observadores 2 e 3, que também demonstraram a mesma sensibilidade (81.2% IC 54,3 – 95,9). Todavia, o observador número 1 apresentou maior especificidade (87% IC 47,5 – 99,6).

Tabela 5.3 - Valores de sensibilidade (Sens.), especificidade (Espe.) e acurácia (Acur.) dos observadores sob protocolo de ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 – 90kVp, 6.3Ma, 13s

Observador 1			Observador 2			Observador 3		
Sens.	Espe.	Acur.	Sens.	Espe.	Acur.	Sens.	Espe.	Acur.
50%	87%	62.5%	81.2%	62.5%	75%	81.2%	62.5%	75%
(24.6-75.3)*	(47.5-99.6)*	(40.5-81.2)*	(54.3-95.9)*	(24.4-91.4)*	(53.2-90.2)*	(54.3-95.9)*	(24.4-91.4)*	(53.2-90.2)*

* Intervalo de Confiança a 95%

Fonte: o autor.

Apresentados na Tabela 5.4, os resultados do teste de concordância para a avaliação quantitativa intra e interobservadores para os 2 tomógrafos avaliados. Para o teste de concordância intra-observadores, observou-se concordância fraca entre todos os observadores e ausência de concordância para o observador 1 (0.01 (IC – 0.39 – 0.39) para o tomógrafo ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300.

A concordância inter-observadores, descrita na mesma tabela, apresentou-se desde ausente (observador 1: 0.05) para o tomógrafo ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 e forte para os observadores 2 e 3 foi observado que apresentaram concordância relevante entre os observadores 2 e 3 (0,92 IC 0,84-0,96), para o tomógrafo i-CAT Gendex CB-500.

Tabela 5.4 – Teste de concordância intra-observador e inter-observador da avaliação quantitativa dos defeitos mensurados entre i-CAT Gendex CB-500 e ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Tomógrafo	Intra-Observador			Inter-Observador		
	Obs. 1	Obs.2	Obs.3	Obs.1xObs.2	Obs.1xObs.3	Obs.2xObs.3
i-CAT Gendex CB-500	0.20 (-0.21-0.55)*	0.39 (-0.05-0.68)*	0.34 (-0.05-0.65)*	0.50 (0.13-0.75)* ^a	0.51 (0.14-0.75)* ^a	0.92 (0.84-0.96)* ^a
ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300	0.01 (-0.39-0.39)*	0.23 (-0.17-0.57)*	0.29 (-0.11-0.62)*	0.18 (-0.22-0.54)*	0.05 (-0.3—0.44)*	0.70 (0.43-0.86)* ^a

*Intervalo de Confiança a 95%

^a Significância estatística $p < 0.05$

Fonte: o autor.

Os valores de área sobre a curva ROC, demonstram que o observador 1 apresentou área de 0.72 para o tomógrafo i-CAT Gendex CB-500 e 0.75 para o tomógrafo ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300. Nas tabelas 5.5 e 5.6, estão descritos os valores das respectivas curvas para cada observador. As mesmas são demonstradas nos gráficos 5.1 a 5.3 e 5.4 a 5.6

Tabela 5.5 – Valores de Área Sob a Curva (ASC) da análise ROC dos observadores – i-CAT Gendex CB-500

Observador 1	Observador 2	Observador 3
Área	Área	Área
0.72 (0.57-0.85)*	0.55 (0.39-0.72)*	0.51 (0.34-0.68)*

* Intervalo de Confiança a 95%

Fonte: o autor.

Gráfico 5.1 – Valor de ASC da análise ROC do Observador1 i-CAT Gendex CB-500

Fonte: o autor.

Gráfico- 5.2 Valor de ASC da análise ROC do Observador2 i-CAT Gendex CB-500

Fonte: o autor.

Gráfico 5.3 - Valor de ASC da análise ROC do Observador3 i-CAT Gendex CB-500

Tabela 5.6 – Valores de Área Sob a Curva (ASC) da análise ROC dos observadores ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Observador 1	Observador 2	Observador 3
Área	Área	Área
0.75 (0.61-0.89)*	0.59 (0.43-0.75)*	0.54 (0.37-0.70)*

* Intervalo de Confiança a 95%

Fonte: o autor.

Gráfico 5.4- Valor de ASC da análise ROC do Observador1 ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Fonte: o autor.

Gráfico 5.5 - Valor de ASC da análise ROC do Observador2 ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Fonte: o autor.

Gráfico 5.6 - Valor de ASC da análise ROC do Observador2 ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Nas tabelas 5.7 e 5.8 mostram-se resultados da avaliação visual da formação de artefatos nas 48 imagens. Sendo que 87,5% das imagens adquiridas em i-CAT Gendex CB-500 tinham formado poucos artefatos. Enquanto em imagens adquiridas pelo ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 79,2% apresentou bastante formação dos artefatos.

Tabela 5.7 – Avaliação visual e individual das imagens i-CAT Gendex CB-500 e ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300

Sítio dos implantes	i-CAT Gendex CB-500	ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300
1	Pouco	Bastante
2	Pouco	Pouco
3	Pouco	Bastante
4	Pouco	Bastante
5	Pouco	Pouco
6	Pouco	Bastante
7	Pouco	Bastante
8	Pouco	Bastante
9	Pouco	Pouco
10	Pouco	Bastante
11	Pouco	Bastante
12	Pouco	Bastante
13	Pouco	Bastante
14	Pouco	Bastante
15	Pouco	Bastante
16	Pouco	Bastante
17	Pouco	Bastante
18	Pouco	Pouco
19	Pouco	Bastante
20	Pouco	Bastante
21	Bastante	Bastante
22	Bastante	Bastante
23	Pouco	Bastante
24	Bastante	Pouco

Fonte: o autor.

Tabela 5.8 - Avaliação visual de artefatos formados das imagens de i-CAT Gendex CB-500 e ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 em porcentagem

Formação dos Artefatos	i-CAT Gendex CB-500	ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300
Pouco	87,5%	20,8%
Bastante	12,5%	79,2%

Fonte: o autor.

6 DISCUSSÃO

O diagnóstico por imagem dentro da modalidade radiológica propõe sempre otimizar os parâmetros de técnica para adquirir imagens adequadas com a menor dose de radiação, maximizando os benefícios ao paciente e contribuir de maneira relevante como auxiliar de diagnóstico(13), sobretudo com a avaliação da área periodontal, sendo nosso objetivo deste estudo.

Apesar da técnica radiográfica periapical de paralelismo ser mais empregada rotineiramente no diagnóstico de defeitos peri-implantares, em certas circunstâncias, apresenta limitações como observar as faces vestibulares ou linguais(palatais) maxilomandibulares decorrente das imagens bidimensionais e pela sobreposição das estruturas. Diante disso, a TCFC mostra-se útil para complementar no correto diagnóstico dos defeitos peri-implantares. Apesar de não haver limitação de sobreposição das estruturas, formam-se os artefatos. No entanto, na maior parte da literatura científica mostra-se que a presença de artefatos não influencia na acurácia de diagnóstico em imagens obtidas por TCFCs(10, 11, 42, 43).

Neste presente estudo, foram empregadas mandíbulas humanas secas como os trabalhos realizados por Kamburoğlu et al. (2014); Bohner et al. (2017) (16, 22); diferentemente de vários estudos em animais (4, 6-8, 12, 27). Para a simulação dos defeitos peri-implantares foram utilizadas brocas diferentemente dos estudos realizados pelos autores de-Azevedo-Vaz et al. (2013); Pinheiro et al. (2015); de-Azevedo-Vaz et al. (2013)(7, 8, 27) que utilizaram desgaste químico justificando que em circunstâncias clínicas, as reabsorções formando os defeitos peri-implantares são de aspecto irregular e bordas indefinidas. Sendo o nosso objetivo foi para testar acurácia, sensibilidade e especificidade dos aparelhos TCFCs e para este propósito, os defeitos bem delimitados poderiam mostrar melhor homogeneidade e orientar a padronização dos recursos diagnósticos, tendo metodologia em concordância com os trabalhos de Dave et al. (2012); Kamburoğlu et al. (2013); de-Azevedo-Vaz et al. (2013) (4, 5, 27). Para simular diferentes graus de severidade, a profundidade dos defeitos foi determinada entre 0,5mm até 15mm.

Os resultados obtidos nos testes de concordância intra e inter-observadores tanto nas avaliações qualitativas e quantitativas foram prevalentemente fracos. De acordo com o estudo em 2012, os valores das concordâncias variaram de 0.01 até 0.57(4). Porém, nos resultados deste estudo obteve os valores que variaram de 0.01 a 0.92.

Os valores de sensibilidade, especificidades e ASC mostrados neste estudo também corroboram com os resultados encontrados na meta-análise de Bohner et al. (2017) (44). Os mesmos autores encontraram para os valores de sensibilidade e especificidade no diagnóstico dos defeitos nas TCFCs: sensibilidade (28-97%) e especificidade (25-97%) e os valores de área sob a curva encontrados foram de (60-100%). Os resultados mostrados nesta pesquisa são semelhantes aos observados por Bohner et al. (2017) (44): sensibilidade (42,8-81,2%); especificidade (50-87%); com a exceção dos valores de ASC (0.51-0.75) sendo ligeiramente aquém (0.51) do valor mínimo de ASC.

Consideramos que os valores de concordância inter e inter-observadores, sensibilidade, especificidade e ASC poderiam ter alcançado melhores resultados se tivesse dado a liberdade de cada observador manusear as imagens de TCFC em 3 cortes separadamente. Esta limitação foi encontrada também no estudo conduzido em 2012 (4).

Recente estudo investigou em 2 aparelhos de TCFCs com kVp diferentes (90kVp e 75kVp)(6), onde o aparelho com maior kVp demonstrou maior taxa de detecção os defeitos peri-implantares; o que neste estudo não foi possível obter o mesmo resultado com o aparelho de maior kVp (120kVp), porém, os resultados corroboram com os valores do kVp(90kVp). A influência do mA não foi possível avaliar, uma vez que foram usados protocolos de aquisição de mA semelhantes.

Pesquisadores observaram que maior kVp melhora qualidade das imagens nas TCFCs quando se trata na razão contraste/ruído(45). Para alcançar qualidade de imagem aceitável em TCFC com dose mínima, é preferível a redução de mA do que redução de kVp. Em outro estudo, os mesmos autores mostraram que nos protocolos com os menores mA aumentaram o ruído ocasionando diminuição da qualidade da imagem de TCFC.

No presente estudo não foi avaliada quanto a formação de ruído, restringindo-se em analisar apenas a influência de artefatos na interpretação das imagens. Os artefatos provenientes de materiais metálicos acarretam a redução da qualidade da imagem que por vezes podem ocasionar interpretações falso-positivos e/ou falso-negativos. Nas imagens obtidas pelo ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 formaram mais artefatos em relação aos do I-CAT Gendex CB-500. Este fato pode ter sofrido as influências de kVp e da mA. Apesar de mA do aparelho ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 ser maior (6,3mA), o kVp foi menor (90kVp) que o do i-CAT Gendex CB-500 (120kVp, 5mA). Em termos somente da formação de artefatos, o aparelho com o maior kVp, produziu menos artefatos.

Em quesito somente qualidade das imagens obtidas pelos dois aparelhos, as imagens do i-CAT Gendex CB-500 foram mais contrastadas em relação ao ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300. Este resultado deve-se ao fato que o kVp do i-CAT Gendex CB-500 ser maior que o ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300. Tendo imagens mais contrastadas, a capacidade de distinguir os tecidos ou estruturas diferentes ficou prejudicada, pois os nuances de cinza ficam menos definidos, o que possivelmente pode ter influenciado nos valores dos testes diagnósticos. Os processos de atenuação dos feixes de raios-X em contato com estruturas geram imagem composta de diferentes tons de cinza e os artefatos provenientes de materiais metálicos participam da não homogeneidade dos valores de cinza.

Apesar de formar mais artefatos, ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 apresentou maior valor de especificidade. Presença maior dos artefatos que podem suscitar redução da qualidade de imagem, entretanto, no OP300 foi demonstrado um resultado positivo ligeiramente superior que i-CAT Gendex CB-500.

Nos casos clínicos de traumas faciais causados pelas armas de pressão, apresentados pelo Stuehmer et al (2008) demonstraram que os artefatos metálicos presentes foram significativamente menores em TCFC do que em TCMS, ressaltando a vantagem da TCFC em relação ao TCMC para as interpretações diagnósticas em tais circunstâncias(46). Em revisão sistemática (34), ponderam os resultados, de outro estudo(46), mesmo com a formação dos artefatos metálicos em imagens TCFC, os mesmos auxiliam na distinção de diferentes corpos

estranhos porventura estarem presentes na região. Os resultados observados neste estudo corroboram com as considerações de Kim et al. (2018)(34), em circunstâncias que os artefatos diminuem a qualidade das imagens em TCFC, demonstraram que houve maior frequência de artefatos em OP 300, mesmo assim, os valores de ASC mostram-se superioridade em relação às imagens obtidas no i-CAT Gendex CB-500.

Nas avaliações quantitativas das imagens, i-CAT Gendex CB-500 obteve melhores números em concordância intra e inter-observadores, porém, os valores de ASC, que medem a eficiência em detectar as regiões com e sem os defeitos ósseos, o aparelho ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300 obteve ligeira superioridade em relação ao i-CAT. Este fato é decorrente do maior valor de especificidade mostrado em ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300.

7 CONCLUSÕES

-As imagens obtidas em aparelho com 120kVp (i-CAT Gendex CB-500) formaram imagens de maior contraste em relação ao aparelho 90kVp (ORTHOPANTOMOGRAPH® OP300), e nas imagens em aparelho com o menor kVp (OP300) formaram mais artefatos. A influência do fator miliamperagem não foi detectada pelo fato de ambos os aparelhos estarem configurados com valores de mA muito próximos.

-O desempenho diagnóstico de dois aparelhos TCFC demonstrou valores aceitáveis encontrados na literatura, comprovando a aplicabilidade das TCFCs na prática clínica, sobretudo, o desempenho na detecção dos defeitos peri-implantares na região vestibular, o aparelho de OP300 demonstrou resultados ligeiramente superior que i-CAT.

-Os artefatos realmente degradam a qualidade das imagens e influenciam o desempenho diagnóstico das imagens obtidas por meio de TCFC na detecção nas mensurações de perda óssea peri-implantar. Os protocolos de aquisições diferentes podem influenciar no aumento ou redução da formação dos artefatos.

REFERÊNCIAS

1. Cortes AR, Ferraz P, Tosta M. Influence of etiologic factors in peri-implantitis: literature review and case report. *J Oral Implantol*. 2012Oct;38(5):633-7. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00139
2. 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*. 2014Nov-Dec;34(6):e102-11. doi:10.11607/prd.1994.
3. 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. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014May;43(6):20130088. doi: 10.1259/dmfr.20130088
4. 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*. 2013Mar;24(6):671-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02473.x
5. 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. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013Aug;42(8):20130176. doi: 10.1259/dmfr.20130176
6. Pinheiro LR, Scarfe WC, de Oliveira Sales MA, Gaia BF, Cortes AR, Gusmão Paraiso Cavalcanti M. Effectiveness of Periapical Radiography Versus Cone Beam Computed Tomography with Different Kilovoltage Settings in the Detection of Chemically Created Peri-implant Bone Defects: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017Jul/Aug;32(4):741-50. doi:10.11607/jomi.5311.
7. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos KeF, 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*. 2013Jan;115(1):121-7. doi: 10.1016/j.oooo.2012.10.003
8. Pinheiro LR, Scarfe WC, Augusto de Oliveira Sales M, Gaia BF, Cortes AR, Cavalcanti MG. Effect of Cone-Beam Computed Tomography Field of View and Acquisition Frame on the Detection of Chemically Simulated Peri-Implant Bone Loss In Vitro. *J Periodontol*. 2015Jul;86(10):1159-65. doi: 10.1902/jop.2015.150223
9. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011Jul;40(5):265-73. doi: 10.1259/dmfr/30642039

10. Sheridan RA, Chiang YC, Decker AM, Sutthiboonyapan P, Chan HL, Wang HL. The Effect of Implant-Induced Artifacts on Interpreting Adjacent Bone Structures on Cone-Beam Computed Tomography Scans. *Implant Dent.* 2017Nov. doi: 10.1097/ID.0000000000000684
11. Shiratori LN, Marotti J, Yamanouchi J, Chilvarquer I, Contin I, Tortamano-Neto P. Measurement of buccal bone volume of dental implants by means of cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2012Jun;23(7):797-804. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02207.x
12. Kühl S, Zürcher 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 Implants Res.* 2016May;27(5):529-34. doi: 10.1111/clr.12619
13. Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JC, de Oliveira-Santos C, Souza PC, Westphalen FH, et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015Jun44(9):20150108. doi: 10.1259/dmfr.20150108
14. Periodontology AAo. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. *J Periodontol.* 2013Apr;84(4):436-43. doi: 10.1902/jop.2013.134001
15. Sardenberg EMS, Kahn S, Gusmão M, Machado W, Alves Júnior J. Study of defects of the alveolar cortical plate in Periodontics: dehiscences and fenestrations. *Rev Bras Odontol;* 2003Nov-Dec. p. 406-8.
16. Kamburoğlu K, Murat S, Kılıç C, Yüksel 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. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014Mar;43(4):20130332. doi: 10.1259/dmfr.20130332
17. Giraldo J, Clavijo C, McCollough C. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X: FUNDAMENTOS Y ACTUALIDAD. *Revista Ingeniería Biomédica.* 2008Jul/Dec;2(4):13-31.xx
18. SEDENTEXCT. SEDENTEXCT guidelines. Safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality. Radiation protection no. 172: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (evidence-based guidelines).2012 March 2012. Available from: http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf.
19. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006Feb;72(1):75-80.XX
20. Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography

machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008Oct;134(4):573-82. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.11.025

21. Sharp GC, Kandasamy N, Singh H, Folkert M. GPU-based streaming architectures for fast cone-beam CT image reconstruction and demons deformable registration. *Phys Med Biol.* 2007Set;52(19):5771-83. doi: 10.1088/0031-9155/52/19/003

22. Bohner LOL, Tortamano P, Marotti J. Accuracy of linear measurements around dental implants by means of cone beam computed tomography with different exposure parameters. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017Mar;46(5):20160377. doi: 10.1259/dmfr.20160377

23. Vasconcelos TV, Neves FS, Queiroz de Freitas D, Campos PS, Watanabe PC. Influence of the milliamperage settings on cone beam computed tomography imaging for implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014Sep;29(6):1364-8. doi: 10.11607/jomi.3524

24. Kak AC, Slaney M. Principles of computerized tomographic imaging. New York, USA: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 1988. XX

25. Kamburoglu K. Use of dentomaxillofacial cone beam computed tomography in dentistry. *World J Radiol.* 2015Jun;7(6):128-30. doi: 10.4329/wjr.v7.i6.128.

26. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J.* 2012Mar;57 Suppl 1:46-60. doi: 10.1111/j.1834-7819.2011.01657.x

27. 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.* 2013Sep;116(5):633-9. doi: 10.1016/j.oooo.2013.06.029

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

29. Bushberg J. The essential physics of medical imaging 2nd ed. Philadelphia: Lippincott: Williams & Wilkins; 2012.

30. Reeves TE, Mah P, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012Jun;41(6):500-8. doi: 10.1259/dmfr/31640433

31. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, et al. [The technical bases and uses of multi-slice CT]. *Radiologe.* 1999Nov;39(11):923-31.

32. Naitoh M, Saburi K, Gotoh K, Kurita K, Aiji E. Metal artifacts from posterior mandibular implants as seen in CBCT. *Implant Dent.* 2013Apr;22(2):151-4. doi: 10.1097/ID.0b013e318284aee2
33. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics.* 2004Nov-Dec;24(6):1679-91. doi: 10.1148/rg.246045065
34. Kim JH, Arita ES, Pinheiro LR, Yoshimoto M, Watanabe PCA, Cortes ARG. Computed Tomographic Artifacts in Maxillofacial Surgery. *J Craniofac Surg.* 2018Jan;29(1):e78-e80. doi: 10.1097/SCS.00000000000004088
35. Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol.* 2010May;75(2):270-4. doi: 10.1016/j.ejrad.2009.04.016
36. Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010Jul;110(3):e29-33. doi: 10.1016/j.tripleo.2010.03.041
37. Kamburoğlu K, Kiliç C, Ozen T, Horasan S. Accuracy of chemically created periapical lesion measurements using limited cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010Feb;39(2):95-9. doi: 10.1259/dmfr/85088069
38. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, van der Stelt P, Wesselink PR. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012Dec;41(8):645-8. doi: 10.1259/dmfr/27670911
39. Jones D, Mannocci F, Andiappan M, Brown J, Patel S. The effect of alteration of the exposure parameters of a cone-beam computed tomographic scan on the diagnosis of simulated horizontal root fractures. *J Endod.* 2015Jan;41(4):520-5. doi: 10.1016/j.joen.2014.11.022
40. 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.* 2006Jul;77(7):1234-41. doi:10.1902/jop.2006.050424
41. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009Sep;38(6):367-78. doi: 10.1259/dmfr/15779208
42. Nardi C, Borri C, Regini F, Calistri L, Castellani A, Lorini C, et al. Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study. *Radiol Med.* 2015Jan;120(7):618-26. doi: 10.1007/s11547-015-0496-2

43. González-Martín O, Oteo C, Ortega R, Alandez J, Sanz M, Veltri M. Evaluation of peri-implant buccal bone by computed tomography: an experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2016Jul;27(8):950-5. doi: 10.1111/clr.12663
44. Bohner LOL, Mukai E, Oderich E, Porporatti AL, Pacheco-Pereira C, Tortamano P, et al. Comparative analysis of imaging techniques for diagnostic accuracy of peri-implant bone defects: a meta-analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2017Jun;124(4):432-40.e5. doi:10.1016/j.oooo.2017.06.119
45. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014Apr;43(5):20140059. doi: 10.1259/dmfr.20140059
46. Stuehmer C, Essig H, Bormann KH, Majdani O, Gellrich NC, Rücker M. Cone beam CT imaging of airgun injuries to the craniomaxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008Sep;37(10):903-6. doi:10.1016/j.ijom.2008.07.007

Anexo A

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Comparação da precisão e acurácia de medidas lineares com diferentes protocolos de tomografia computadorizada por feixe cônico e com a radiografia periapical

Pesquisador: Emiko Saito Arita

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 67441817.7.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.047.888

Apresentação do Projeto:

Segundo pesquisadores: "Este estudo tem como finalidade de comparar a acurácia e precisão de dois métodos de exame de imagem: tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com diferentes protocolos de aquisição e com a radiografia periapical digital, para avaliação da perda óssea peri-implantar simulados por meio do desgaste mecânico pelas brocas em mandíbulas edêntulas humanas. Serão

Continuação do Parecer: 2.047.888

Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	20/04/2017 14:59:10	Emiko Saito Arita	Aceito
----------------	--------------------	------------------------	-------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 05 de Maio de 2017

Assinado por:

Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)