

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – NÍVEL MESTRADO

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA – RADIOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE OSSO E IMPLANTES DENTÁRIOS EM
EXAMES POR IMAGEM E SUAS IMPLICAÇÕES NO DIAGNÓSTICO**

Michele Machado Vidor

Porto Alegre
2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – NÍVEL MESTRADO

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA – RADIOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE OSSO E IMPLANTES DENTÁRIOS EM
EXAMES POR IMAGEM E SUAS IMPLICAÇÕES NO DIAGNÓSTICO**

Linha de Pesquisa

Diagnóstico das Afecções Buco-Faciais

Michele Machado Vidor

Profa. Dra. Heloísa Emília Dias da Silveira
(Professora Orientadora)

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica/Radiologia.

Porto Alegre
2015

CIP - Catalogação na Publicação

Vidor, Michele Machado

AVALIAÇÃO DA INTERFACE OSSO E IMPLANTES DENTÁRIOS
EM EXAMES POR IMAGEM E SUAS IMPLICAÇÕES NO DIAGNÓSTICO
/ Michele Machado Vidor. -- 2015.

79 f.

Orientadora: Heloísa Emília Dias da Silveira.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Porto
Alegre, BR-RS, 2015.

1. Diagnóstico por Imagem. 2. Radiografia Digital.
3. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 4.
Integração Óssea. I. da Silveira, Heloísa Emília Dias,
orient. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Dedicatória

Dedico às pessoas mais importantes da minha vida, as quais sem elas, minha caminhada até aqui não seria possível.

Aos meus pais, Caio e Lara, pelo apoio, incentivo e amor incondicional. Vocês são o meu porto seguro.

Ao meu amor Rafael por todos momentos que passamos juntos, por todo carinho, amor e compreensão. Obrigada por tornar todos os momentos sempre mais leves e a minha vida mais feliz.

À minha filha amada Isabella que, durante o Mestrado, veio iluminar os nossos dias e trazer um novo sentido para as nossas vidas!

Aos meus irmãos Kcaio, Márcia, Marco e Zeméri por serem meus grandes amigos, que me apoiam e que torcem sempre por mim.

Agradecimentos

À minha Orientadora **Prof.^a Dr.^a Heloísa Emília Dias da Silveira** por todo ensinamento durante a Especialização e o Mestrado. Por teres acreditado e confiado em minha capacidade. És um exemplo da competência profissional feminina na Odontologia. Agradeço o carinho e a compreensão em todos os momentos.

À **Prof.^a Dr.^a Mariana Boessio Vizzotto** que foi minha orientadora na Especialização e que durante o Mestrado sempre esteve disposta a auxiliar no desenvolvimento das minhas atividades. Obrigada pelo conhecimento compartilhado, pelos momentos de descontração e por ter me apoiado e incentivado quando eu precisei.

À **Prof.^a Dr.^a Nádia Assein Arús** por ser essa pessoa cativante, alegre e que torna qualquer ambiente sempre muito agradável. Obrigada pela amizade e por todo o conhecimento e estímulo nesses anos. Jamais vou esquecer a tua empolgação e dom ao ministrar as aulas. Sou tua fã!

Ao **Prof. Dr. Reni Raimundo Dalla Bona** com quem tive o privilégio de conviver durante os seus últimos anos na docência. Obrigada por todos os ensinamentos na Radiologia, pelas conversas e lições de vida, que tornaram o Mestrado muito mais que uma fonte de crescimento profissional, mas também pessoal.

Ao **Prof. Dr. Heraldo Luís Dias da Silveira** sempre alegre, disponível e com muitas histórias engraçadas. Obrigada por todo o conhecimento que compartilhou nesses anos e pelo incentivo em todas as etapas.

A todos os meus **Professores da graduação da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul** os quais me deram uma base forte de conhecimento para que eu pudesse transpor as dificuldades encontradas ao longo da vida profissional e exercer a nossa profissão com muito ética e competência. Os ensinamentos recebidos permitiram que eu chegasse até aqui. Muito obrigada mesmo!

À minha colega de Especialização e de pós-graduação **Priscila da Silveira** que é a pessoa mais meiga que já conheci! Esses anos juntas fizeram com que crescesse uma linda amizade, a qual quero preservar para vida inteira. Obrigada por todo carinho, pelos ensinamentos diários, pelo ombro amigo nos momentos que precisei e por toda a ajuda em todas as etapas do Mestrado e deste trabalho. És uma pessoa muito especial Pripri!!

À minha colega de pós-graduação **Dra. Gabriela Liedke**. O convívio intenso na realização deste trabalho fez nascer uma grande amizade. Muito obrigada por todo conhecimento que me passastes, pela paciência em me ajudar a decifrar as estatísticas, pelas boas risadas em vários momentos e por toda ajuda até aqui. Admiro muito a tua trajetória acadêmica...

Aos colegas **André Lemos**, pelo auxílio na área da implantodontia, e **Cristiano Araújo**, pelos conhecimentos na parte de processamento digital de imagens.

Aos colegas de pós-graduação, doutorandos **Mathias e Danielle**, mestrandos **Luize, Fernando, Rodrigo e Alessandra**, e aos **monitores e alunos de iniciação científica** da Radiologia pelo bom convívio diário que tornou todos os momentos sempre muito agradáveis.

À **Clínica Dr. Elísio Marques da Silva e aos meus colegas** por terem dado o suporte na minha ausência nesses dois anos de mestrado, e por gentilmente ter viabilizado a realização dos exames tomográficos deste estudo.

À **Orthodoc Serviço de Documentação e Radiologia** por possibilitar a realização dos exames tomográficos. Obrigada a toda equipe pela atenção durante os momentos em que estivemos envolvidos nesta etapa.

Ao **Centro de Diagnóstico por Imagem** por permitir a realização dos exames digitais (sistema Express), proporcionando o enriquecimento científico do presente trabalho.

A todos os **Professores do Programa de Pós-Graduação da FO – UFRGS – e colegas das outras áreas de concentração** pelo bom convívio, ensinamentos e troca de experiência.

Aos **alunos da graduação**, que passaram pela Radiologia nesses últimos dois anos, com os quais tive a oportunidade de vivenciar o dia-a-dia da docência e pôr em prática os conhecimentos adquiridos ao longo desse período. Obrigada, aprendi muito com vocês.

À **direção e funcionários** da Faculdade de Odontologia.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão da bolsa durante o período de realização deste mestrado.

Agradeço aos meus amigos e familiares pelo apoio e carinho, e, principalmente, por compreenderem os meus períodos de ausência, tornando mais confortável a busca deste sonho.

Aos meus sogros **João Carlos e Josiane**, e cunhados **Raisa e Fernando** por terem nos dado o suporte nos cuidados com a Isabella nos momentos em que precisávamos nos dedicar aos estudos. A ajuda de vocês foi essencial para essa conquista. Muito obrigada!

Enfim, agradeço **Aquela** força superior que me permitiu superar os obstáculos e as dificuldades, chegando com êxito nesta etapa final do mestrado.

“Aqueles que passam por nós, não vão sós, não nos deixam sós. Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.”

- Antoine de Saint-Exupéry -

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

A – ampère

AAOMR – American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology

AFR - Análise de Frequência de Ressonância

cm - centímetro

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine (comunicação de imagens digitais em medicina)

EAO – European Association for Osseointegration

FOV - “field of view” (campo de visão)

Hz – hertz

KVp - quilovolts pico

mA – miliampères

mAs – miliampères segundo

mm – milímetros

N·cm - Newton centímetro (unidade de torque)

Pixel – *picture element*

ROC – receiver operating characteristic

s – segundos

TCFC - Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

TCFL - Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque

TIFF - Tagged Image File Format

V - volt

Voxel – *Volume pixel*

® - Marca Registrada

3D - Tridimensional

SUMÁRIO

RESUMO.....	11
ABSTRACT	12
ANTECEDENTES E JUSTIFICATIVA.....	12
OBJETIVOS	24
GERAL.....	24
ESPECÍFICOS.....	24
ARTIGO 1.....	25
ARTIGO 2.....	47
CONSIDERAÇÕES FINAIS	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70
ANEXOS	79
Anexo A – Aprovação no comitê de pesquisa	79

RESUMO

Introdução: O desenvolvimento da radiologia digital e da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) permitiu aos profissionais diferentes formas de avaliação das imagens. Entretanto, frente a materiais metálicos, é observada a formação de artefatos tanto na imagem tomográfica, quanto nas radiografias digitais após a aplicação de filtros de processamento. **Objetivo:** Esta pesquisa objetivou investigar a interferência provocada por materiais metálicos na avaliação da interface osso/implante em radiografias periapicais convencional e digital, e em TCFC. **Materiais e Métodos:** Foram inseridos implantes de titânio em 74 blocos de costelas bovina frescas. Em 37, a inserção foi em íntima relação com as paredes ósseas (Grupo Controle-GC) e nos outros 37 com um espaço de 0.125 mm (Grupo Teste-GT). As radiografias periapicais foram realizadas com filme convencional e dois sistemas digitais de placa de fósforo. As imagens volumétricas foram adquiridas em dois equipamentos de TCFC. Nos sistemas digitais as imagens foram investigadas com e sem a utilização dos filtros e, nas tomografias, com diferentes protocolos de aquisição. Três examinadores treinados e cegados realizaram a avaliação utilizando uma escala Likert de cinco pontos. Foram utilizados testes de sensibilidade, especificidade e acurácia (área sob a curva ROC) e teste de concordância de Kendall (W). **Resultados:** Na avaliação radiográfica (**ARTIGO I**), foi observada maior acurácia do exame convencional e das imagens do sistema VistaScan com filtros *Caries2* e *Endo* e do sistema Express com filtro *Sharpen3* na detecção da justaposição entre osso e implante. Na avaliação tomográfica (**ARTIGO II**), somente as imagens do tomógrafo i-Cat com a resolução de voxel de 0.125mm não apresentaram diferença significativa com a radiografia convencional na acurácia diagnóstica. **Conclusão:** Na avaliação radiográfica da justaposição entre o osso e o implante, preferência deve ser dada às radiografias convencionais ou às digitais com filtros de realce (*Caries2*, *Endo* e *Sharpen3*). Em caso da existência de exames de TCFC com voxel 0.125 mm, tal avaliação também pode ser realizada.

Descritores: Diagnóstico por imagem, radiografia digital, tomografia computadorizada de feixe cônico, integração óssea

ABSTRACT

Introduction: The development of digital radiology and computed tomography cone beam (CBCT) enabled professionals different possibilities of images evaluation. However, when metallic materials are present, artifacts formation can be observed in tomographic images and in digital radiography after processing filters. **Objective:** This study investigated the interference caused by metallic materials in bone/implant interface evaluation with conventional and digital periapical radiographs, and CBCT. **Materials and Methods:** Titanium implants were placed into 74 fresh bovine ribs. In 37, the implants were in close relation with the bone walls (Control Group-CG) and the remaining 37 ribs preparations promoted a 0.125 mm space (Test Group-GT) .The periapical radiographs were taken with conventional film and digital photostimulable phosphor plate (PSP) system of two commercial brands. The volumetric images were acquired in two CBCT equipment. The digital images were investigated with and without the use of processing filters available and the tomographic with different acquisition protocol. Three trained and blinded examiners performed the evaluation using a five points Likert scale. Sensitivity, specificity and accuracy (area under the ROC curve) tests were used and Kendall's coefficient of concordance (W). **Results:** In the radiographic evaluation (Article I), there was a higher accuracy to detect the juxtaposition between bone and implant with the conventional radiography and the images of VistaScan system using the Caries2 and Endo filters, and Express system with Sharpen3 filter. In the tomographic evaluation (Article II), only the images with 0.125mm of voxel resolution from i-Cat CBCT showed no significant difference with conventional radiography in the diagnostic accuracy. **Conclusion:** In radiographic evaluation of juxtaposition between bone and implant preference should be given to conventional radiographs or in digital radiographs to *Caries2*, *Endo* and *Sharpen3* enhancement filters. In case of the existence of CBCT exams (voxel 0.125mm), such evaluation can also be performed.

Key words: Diagnostic Imaging, Radiographic Image Enhancement, Cone-Beam Computed Tomography, Osseointegration

ANTECEDENTES E JUSTIFICATIVA

Os implantes dentários osseointegrados, introduzidos em 1977 por Brånemark, (1) tem sido utilizados clinicamente há mais de trinta anos e permitiram um avanço considerável nas cirurgias buco-maxilofaciais, possibilitando a restauração de um ou mais dentes ausentes, assim como as reabilitações com finalidade estética/funcional em pacientes totalmente ou parcialmente edêntulos. Embora os implantes sejam utilizados rotineiramente, o diagnóstico precoce de possíveis falhas na integração é bastante difícil (2).

Atualmente, o termo osseointegração é utilizado como sinônimo de sucesso clínico, embora o verdadeiro sucesso da terapia seja estabelecido a longo prazo, devido aos riscos de falhas secundárias. Um implante é considerado osseointegrado quando há neoformação óssea em íntimo contato com a superfície do implante em nível microscópico, sem interposição de tecido fibroso (2). Segundo HOLM-PEDERSEN *et al.* (2007) (3), a estimativa média de sucesso no tratamento com implantes é de 80 a 90% após 10 anos, dependendo das condições clínicas. Num estudo de análise sistemática da literatura, BERGLUNDH *et al.* (2002) (4) demonstraram que 2,5% dos implantes são perdidos antes de receberem carga, isto é, antes da reabilitação protética, e que 2-3% das perdas ocorrem depois de entrarem em função pela reabilitação, em um período de 5 anos. As falhas dos implantes não apresentam uma distribuição uniforme entre os pacientes, há uma tendência de agrupamento de situações que podem levar ao insucesso (5, 6). QUIRYNEN *et al.* (2002) (7) analisaram os riscos de infecção dos implantes dentários e destacaram fatores como: sítio de instalação previamente infectado, fatores sistêmicos, a superfície do implante (rugosidade), a translocação intrabucal de bactérias patogênicas causadoras de doença periodontal dos dentes para os

implantes e a suscetibilidade dos pacientes ao desenvolvimento de periodontite. Outro fator relacionado com uma elevada perda de implantes está relacionado ao hábito de fumar (8).

Para que o sucesso do tratamento ocorra, o controle rígido da biocompatibilidade dos materiais, o desenho da rosca e a superfície do implante, além de outros fatores que hoje estão aparentemente esquecidos, como as condições do paciente e a importância das rotinas cirúrgicas e protéticas, devem ser levadas em consideração. Estes são itens essenciais para a osseointegração (1).

Sabe-se que metais como o tântalo, o nióbio e as ligas de titânio apresentam propriedades de osseointegração, assim como, alguns materiais cerâmicos (9, 10). ANDREIOTELLI *et al.*(2009) (11) identificaram, por meio de um estudo de revisão sistemática da literatura, que há similaridade histológica na interface osso e implante de materiais de alumina, zircônia e titânio em estudos conduzidos em animais, os quais demonstram uma adequada estabilidade (9).

Existem dois tipos de estabilidade dos implantes: a estabilidade primária que ocorre no momento da instalação cirúrgica do implante, a qual é um fenômeno de natureza biomecânica, relacionada com a qualidade óssea no sítio de instalação, sendo esta uma condição necessária para a osseointegração; e a estabilidade secundária que é alcançada após o período de cicatrização e que corresponde à estabilidade inicial, reforçada pela neoformação óssea e maturação na interface osso-implante (4, 12). Quando a estabilidade primária não é alcançada, micro-movimentos podem impedir uma boa condição de cicatrização, levando à formação de tecido fibroso ao redor do implante, resultando no insucesso cirúrgico (13, 14). O modelo do implante desempenha um papel fundamental na resposta óssea, promovendo a superfície de contato com o osso, que vai determinar a estabilidade

primária e a capacidade do implante estar em função antes ou depois da osseointegração (15). Estudos demonstram que, em regiões que apresentam um osso denso, os implantes conseguem alcançar uma boa estabilidade primária, independentemente do desenho; no entanto, em regiões de baixa densidade óssea a estabilidade primária pode ser favorecida pelo tipo de implante utilizado (16, 17). As características relacionadas ao desenho do implante que foram modificadas ao longo dos anos são: diâmetro, comprimento e configuração das roscas (18). As roscas foram incorporadas aos implantes para melhorar a estabilidade primária por meio da retenção mecânica à cavidade óssea, que resulta no aumento da superfície de contato com o osso e na dissipação do *stress* da interface (19, 20). O passo de rosca, que é a distância do centro de uma rosca ao centro da rosca seguinte, quando modificado pode trazer benefícios à estabilidade primária, pois à medida que se diminui a distância entre as roscas há um aumento da superfície de contato (21, 22).

Para avaliar a qualidade óssea inicial e o grau de integração do implante ao osso, foram propostos vários métodos, como a histologia e histomorfometria (23, 24), a análise de torque para remoção (25-27), testes de puxar e empurrar (28) e exames radiográficos (29). No entanto, devido a problemas como a imprecisão, estes métodos não foram considerados adequados para avaliação clínica de longo prazo (30). A fim de superar estes problemas, um dispositivo não-invasivo chamado Periotest® (Periotest®, Siemens AG, Bensheim, Alemanha) foi originalmente desenvolvido para medir o movimento dentário de forma quantitativa com um elevado grau de precisão na ausência de achados patológicos em radiografias, posteriormente passou a ser empregado para monitorar a estabilidade dos implantes (31-33). Devido à necessidade de avaliação da condição da interface osso-implante *in vivo*, por meio de métodos não destrutivos e/ou não invasivo, um novo dispositivo

específico para avaliação de implantes o Osstell® (Integration Diagnostics Ltd., Göteborgsvägen, Suécia) com base na Análise de Frequência de Ressonância (AFR) foi desenvolvido (34). Clinicamente, os valores de ARF foram correlacionados com as mudanças na estabilidade durante a cicatrização óssea e falha dos implantes (35). Ambos os sistemas Osstell® e Periotest® demonstraram ser sensíveis para medir estabilidade implantar em interfaces com tecidos duro e mole (35).

Apesar de todas as evoluções, complicações associadas aos implantes ainda ocorrem devido à falha na osseointegração ou a falhas relacionadas às estruturas protéticas. As evidências do insucesso clínico dos implantes são diagnosticadas por meio da presença de mobilidade, sinais de inflamação gengival, perda da inserção periodontal, formação de bolsas e perda óssea visualizadas radiograficamente.(36) Os exames por imagem apresentam-se como importantes instrumentos no diagnóstico precoce de patologias associadas aos implantes e sua utilização também permite o acompanhamento a longo prazo, possibilitando uma avaliação quantitativa da perda óssea junto ao implante (36, 37). Ausência de imagem radiolúcida em torno do implante e perda óssea inferior a 1/3 do comprimento do implante foram as primeiras características radiográficas descritas por SCHNITMAN e SHULMAN (1979) (38), indicativas de sucesso na terapia. Posteriormente, alguns autores estabeleceram como critério de sucesso uma perda óssea de 0,2mm por ano, após o primeiro ano de instalação (1, 39).

Atualmente temos à disposição diversos recursos de investigação por imagem. Desde métodos mais simples como as radiografias com filmes intrabucais convencionais a métodos mais complexos como as tomografias computadorizadas de feixe em leque (TCFL) e de feixe cônico (TCFC) (40-43). Os exames por imagem são utilizados desde o planejamento cirúrgico até o acompanhamento dos implantes

a longo prazo (37, 44). A avaliação do sítio receptor do implante por meio dos exames radiográficos e tomográficos permite visualizar estruturas anatômicas próximas a região de interesse, bem como avaliar as características do osso presente (36, 37, 45).

Os filmes periapicais convencionais são indicados para avaliação de áreas restritas e para o acompanhamento dos implantes. Com o desenvolvimento das técnicas de imagens digitais foi possível a diminuição da dose de radiação, redução do tempo de exame e eliminação do uso de câmara escura para o processamento das imagens (46-48). Outra vantagem é a possibilidade de pós-processamento da imagem que permite melhor qualidade de diagnóstico (46, 47, 49). No entanto, estudos têm demonstrado que o processamento das imagens digitais, que melhoram a sua apresentação, também pode produzir artefatos que têm um impacto deletério, podendo mimetizar a presença de alterações patológicas (50-54). Um exemplo clássico desses artefatos é o halo produzido pelos filtros de nitidez, também denominado de “Ubbershwingler” ou de artefato rebote (51).

BRETTLE e CARMICHAEL (2011) (50), conduziram uma pesquisa com a finalidade de demonstrar a interferência que os artefatos apresentam nos diagnósticos de infiltração e adaptação de restaurações. Os 42 examinadores que participavam de uma conferência de radiologia avaliaram as imagens e atribuíram escores de 1 a 5, no qual nos escores 1 e 2 não havia necessidade de tratamento, no 3 estaria indicado acompanhamento e no 4 e 5 haveria necessidade de intervenção. Foi observado que, quando os examinadores avaliaram as imagens com a utilização de filtro de nitidez, ocorreu uma mudança em 52% dos diagnósticos em relação às mesmas imagens sem o filtro. As respostas passaram dos escore 1 ou 2 nos exames sem filtro para o 4 ou 5 quando este recurso foi empregado, isto é, passou a indicar uma mudança de conduta clínica do “não há necessidade de

intervenção” para “há necessidade de intervenção”. Tal fato ressalta a importância do conhecimento por parte dos profissionais que utilizam os sistemas digitais em relação ao potencial que o processamento de imagens tem em produzir artefatos que mimetizam alterações patológicas.

YALCINKAYA *et al.* (2006) (49) analisaram estruturas anatômicas em radiografias periapicais e panorâmicas, convencionais e digitais, com a finalidade de avaliar e comparar a especificidade dos filtros disponíveis pelo sistema digital *VistaScan* (Dürr Dental) com os exames radiográficos convencionais. Observaram que as radiografias periapicais convencionais foram significativamente superiores às imagens digitais, e entre os filtros *Caries1*, *Caries2*, *Endo* e *Perio* não houve diferença estatística. Os autores destacam que, de modo geral, a visualização da maioria das estruturas anatômicas foi avaliada pelos observadores como parcialmente suficiente em ambos os sistemas, convencional e digital. Concluíram que o filme radiográfico convencional ainda é o padrão ouro para radiografia dentária e que, dependendo do diagnóstico a ser feito, os filtros das imagens digitais podem auxiliar na análise.

Quando a ação dos filtros de processamento de imagem foi empregada para investigar a desadaptação de restaurações e de próteses metálicas, foi verificada melhor acurácia com as radiografias convencionais ou por meio do uso de imagens digitais sem filtros (53, 55).

DE AZEVEDO VAZ *et al.*, (2013) (56) realizaram um estudo afim de identificar a precisão do uso de filtros de realce do sistema intraoral da placa de fósforo *Vista Scan®* para medir o nível ósseo peri-implantar e concluíram que, as imagens originais, os filtros de refinamento e de alto-relevo resultaram nas medidas mais exatas quando comparados às medições dos defeitos ósseos por meio de

paquímetro digital. Os filtros de *Caries1*, *Caries2*, *Endo* e *Perio* foram menos precisos para medir o nível ósseo peri-implantar. Portanto, os autores recomendam que quando se busca analisar o nível ósseo peri-implantar em radiografias digitais, deve ser dada preferência para as imagens originais, ou com filtros de refinamento ou de alto-relevo, evitando-se os filtros *Caries1*, *Caries2*, *Endo* e *Perio* para esta finalidade específica.

O aprimoramento da imagem digital por meio de filtros pode ter um impacto significativo sobre a qualidade do diagnóstico. A seleção de uma técnica de realce ou de suavização de imagem deve estar relacionada à finalidade do exame bem como os seus atributos de interesse. A capacidade diagnóstica de uma imagem radiográfica é geralmente reduzida por suas limitações intrínsecas, bem como pela interferência de sinais indesejados, tornando-se necessário o aperfeiçoamento visual do exame. A transformada de Fourier é o método de transformação mais comumente utilizado para avaliar o processamento das imagens.(57)

Estudos demonstram um bom desempenho dos sistemas digitais de placa de fósforo para avaliação de perdas e defeitos ósseos peri-implantares (56, 58-60), porém quando foram avaliadas a presença ou não de áreas radiolúcidas em torno dos implantes, não foi investigada a ação de diferentes filtros de processamento de imagem(58, 61).

Além das radiografias periapicais convencional e digital, a radiografia panorâmica é um dos exames mais utilizados na Implantodontia, pois permite uma visão geral da maxila e mandíbula. Esse exame já foi muito utilizado em planejamento de implantes, no entanto, devido às limitações como a magnificação em torno de 30% e as características bidimensionais da imagem (37, 62-65),

distorções e pouco detalhe, ele vem sendo substituído pelas tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC) com a finalidade de planejamento (37).

A TCFC tornou-se um método relevante de obtenção de imagens 3D na Odontologia. Por meio de um feixe cônico de raios X, múltiplas imagens planares são produzidas e reconstruídas pelo computador. A visualização das imagens multiplanares é a principal vantagem da TCFC (40) proporcionando maior acurácia para planejamento na colocação dos implantes (42). A TCFC foi introduzida na Odontologia a fim de substituir os exames de Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque (TCFL), o que proporcionou um exame de custo mais baixo, menor dose de radiação e com maior conforto, pois a aquisição do exame é feita com o paciente sentado (41). Devido à rápida introdução comercial da TCFC, as pesquisas a respeito do seu uso clínico adequado ficaram para trás. A garantia de qualidade dos procedimentos é fornecida pelo fabricante quando o equipamento é adquirido (66). No entanto, recentemente, LAWINSKI *et al.* (2010) (67) relataram que nem todos os fabricantes fornecem os procedimentos e os “phantoms” de controle de qualidade, o que acabou estimulando a realização do projeto SEDENTEXCT (2008) (68), cujo objetivo foi a aquisição de informações essenciais para uso clínico da TCFC embasadas cientificamente. Este projeto culminou recentemente nas publicações destas orientações, que inclui o desenvolvimento de diretrizes baseadas em evidência, com a justificativa e otimização para o exame e a formulação de um programa de qualidade no uso da TCFC (69).

Em 2002, um grupo de estudo da Associação Europeia de Osseointegração (EAO) desenvolveu diretrizes sobre o uso de imagens na implantodontia. Não foi incluído qualquer comentário sobre TCFC, no entanto, descreveram os critérios para uso de "imagem transversal", a qual na época, era obtida por tomografia espiral e TCFL (70).

As diretrizes da EAO destacaram os seguintes aspectos quanto a indicação das imagens transversais:

- Os profissionais devem decidir se um paciente necessita de imagem transversal com base no exame clínico, indicação de tratamento e em informações obtidas a partir de radiografias convencionais.
- A técnica escolhida deve fornecer a informação de diagnóstico desejada com o mínimo de exposição à radiação para o paciente.
- As imagens transversais devem ser aplicadas aos casos em que é necessária mais informação após exame clínico adequado e após as técnicas radiográficas convencionais terem sido realizadas.

A EOA ressalta que o uso das imagens de seção transversal é de grande valia na avaliação pré-operatória e planejamento de tratamentos com implantes, mas que não é parte de um "protocolo de rotina" para os exames pós-operatórios "a menos que haja necessidade de avaliação em situações em que algum tipo de complicação tenha ocorrido, tais como danos aos nervos, infecções pós-operatórias em relação às cavidades nasal e sinusal próximas aos implantes" (70). Com base em vários estudos, em 2011, a versão final do projeto SEDENTEXCT (71) estabeleceu que a TCFC está indicada para que se possa avaliar as imagens transversais antes da colocação do implante como uma alternativa às técnicas de corte transversal existentes, no qual a dose de radiação da TCFC demonstra ser menor. Além disso, a TCFC apresenta a vantagem de poder ajustar o campo de visão ("field of view" - FOV), em comparação com a TCFL, o que a torna mais indicada quando a região de interesse é menor, podendo-se restringir o exame a áreas localizadas (69).

Em 2012, TYNDALL *et al.* (37), baseados na literatura e nas recomendações da Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR), redigiram um

artigo quanto ao uso dos exames por imagem para planejamento e acompanhamento de implantes dentários, com ênfase na TCFC. Segundo os autores, o exame inicial por imagem recomendado é a radiografia panorâmica e que deve ser complementado com radiografia periapical quando necessário. Para fase de diagnóstico pré-operatório, a AAOMR reafirma que as imagens transversais devem ser utilizadas para avaliação do local do implante. Além disso, a AAOMR recomenda o uso da TCFC como exame de escolha para a aquisição das imagens de seção transversal, por fornecer melhores condições de diagnóstico com um nível aceitável de dose de radiação. A decisão de realizar uma TCFC deve ser clinicamente justificada e com base no julgamento profissional. Está demonstrado que o uso da TCFC irá potencialmente fornecer as informações necessárias para planejamento do tratamento protético, seleção de implante e / ou região para a colocação cirúrgica. O protocolo de exame com TCFC deve incluir o menor FOV necessário e disponível, a fim de otimizar os parâmetros de exposição. Para o acompanhamento pós-operatório e periódico dos implantes, as imagens periapicais devem ser empregadas e, em alguns casos, as panorâmicas podem fornecer imagens adequadas. Os autores ainda ressaltam que, todos os volumes adquiridos na TCFC, independentemente da aplicação clínica, devem ser sistematicamente avaliados para diagnóstico de possíveis sinais de anomalias, podendo ser realizado por cirurgião-dentista ou especialista (como um radiologista) competente em interpretação de TCFC (37).

Ao investigar o sítio de instalação do implante, o cirurgião necessita de informações sobre o volume e a qualidade óssea, a topografia, e a relação com estruturas anatômicas importantes, como nervos, vasos, raízes dentárias, seios maxilares, assoalho nasal e cavidades nasais (70). E, além disso, necessita de um exame que permita maior acurácia para medições durante o seu planejamento.

CORREA *et al.* (2013) (72), ressaltaram a importância do planejamento dos implantes utilizando as imagens transversais. Demonstraram que o tamanho dos implantes não deve ser determinado em exames que apresentam apenas o plano méso-distal, como ocorre em muitos casos, pois observaram que o planejamento dos implantes com base nos cortes transversais da TCFC resultou em medidas menores, tanto em largura quanto em comprimento, quando comparadas aos planejamentos com base em radiografias panorâmicas e em reconstruções panorâmicas de TCFC.

Apesar de a TCFC apresentar grandes benefícios quando comparada aos outros exames, a imagem pode ser prejudicada por artefatos que reduzem a qualidade de diagnóstico e de planejamento (73-75). Os artefatos podem ser causados por: movimentação do paciente, gerando imagens embaçadas (sendo que até mesmo uma movimentação mínima é capaz de causar esse problema); materiais metálicos que promovem um espalhamento do feixe em todas as direções, produzindo artefatos em faixas; e endurecimento de feixe que ocorre quando os raios X são atenuados por estruturas densas, como o implante, dificultando o diagnóstico nas áreas próximas (73, 76).

Com o aumento do uso dos recursos de investigação por imagem essenciais na avaliação de implantes nas etapas de planejamento, trans-cirúrgico e de preservação, torna-se importante o conhecimento das alterações nas imagens que podem mimetizar alterações relacionadas aos implantes. Na literatura não são encontrados estudos robustos que avaliem a interface osso-implante e suas implicações nos exames por imagem, bem como, a repercussão da utilização dos diferentes filtros aplicados nas radiografias digitais realizadas com a finalidade de acompanhamento dos implantes. Portanto, realizou-se o presente estudo *in vitro* para analisar a interface osso-implante, por meio dos diferentes sistemas de

investigação por imagem, a fim de avaliar a ocorrência ou não de mudanças no diagnóstico em virtude do método utilizado.

OBJETIVOS

GERAL

Avaliar em estudo *in vitro* a interface osso e implante dentário por meio de exames por imagens e suas implicações no diagnóstico.

ESPECÍFICOS

- Avaliar a capacidade diagnóstica de radiografias convencionais e digitais, e a influência da aplicação dos filtros de processamento digital, na investigação da interface osso/implante, a fim de sugerir o melhor protocolo de avaliação radiográfica nesta situação clínica.
- Avaliar o desempenho das imagens tomográficas no diagnóstico da interface osso/implante, comparando-o com o exame radiográfico convencional.

ARTIGO 1

Estudo *in vitro* da capacidade diagnóstica das radiografias convencionais e digitais na avaliação da interface osso/implante

RESUMO

Objetivo: Analisar a capacidade diagnóstica de radiografias convencionais e digitais (com e sem filtros), na avaliação da interface osso/implante, a fim de determinar o melhor protocolo de investigação radiográfica para esta situação clínica.

Materiais e Métodos: Foram inseridos implantes de titânio em 74 blocos de costelas bovina frescas. Em 37, os implantes foram inseridos em íntima relação com as paredes ósseas (Grupo Controle - GC) e nos outros 37 blocos foi confeccionado um preparo ósseo que promoveu um espaço de 0.125 mm (Grupo Teste - GT), simulando falha no processo de osseointegração. As tomadas radiográficas periapicais foram realizadas com filme convencional e com o sistema digital de placa de fósforo das marcas Vista Scan® (Durr Dental) e Express (Intrumentarium). As imagens dos sistemas digitais foram investigadas com e sem a utilização dos filtros disponibilizados pelos fabricantes. Três examinadores treinados e cegados avaliaram as imagens, utilizando uma escala Likert de cinco pontos. A capacidade diagnóstica foi analisada por meio de testes de sensibilidade, especificidade e acurácia (área sob a curva ROC). A concordância inter e intra-examinadores foi analisada por meio do teste de concordância de Kendall (W).

Resultados: Foi observada maior acurácia do exame convencional (AUC = 0.963 / IC 95% = 0.891 to 0.993) na detecção da justaposição entre osso e implante. Com relação ao exame radiográfico digital, as imagens do sistema VistaScan com filtros Caries2 (AUC = 0.964 / IC 95% = 0.892 a 0.993) e Endo (AUC = 0.952 / IC 95% = 0.875 a 0.988) e do sistema Express com filtro Sharpen3 (AUC = 0.894 / IC 95% = 0.801 a 0.954) não apresentaram diferença significativa comparados à radiografia convencional (P < 0.05). Já as imagens originais dos dois sistemas, as com baixa penetrância da matriz do sistema VistaScan e todas com os filtros do sistema Express apresentaram baixa sensibilidade (ou seja, apresentaram um alto número de diagnósticos falso-negativos).

Conclusão: Na avaliação radiográfica da justaposição entre o osso e o implante, preferência deve ser dada às radiografias convencionais ou às digitais com filtros de realce como Caries2, Endo e Sharpen3.

Descritores: Diagnóstico por imagem, radiografia digital, radiografia dentária digital, integração óssea

INTRODUÇÃO

Os exames por imagem têm um papel fundamental na avaliação do tratamento reabilitador com implantes dentários, sendo utilizados desde o planejamento cirúrgico até o acompanhamento a longo prazo (1). O desenvolvimento da radiologia digital trouxe algumas vantagens ao cirurgião-dentista e ao paciente, uma delas é a possibilidade do processamento das imagens. Entretanto, estudos têm demonstrado que os filtros aplicados nas imagens digitais, que podem favorecer a acurácia do exame em algumas situações clínicas (2-7), também podem produzir artefatos, os quais apresentam um impacto deletério sobre o diagnóstico, podendo mimetizar a presença de alterações patológicas (5, 8-10). Um exemplo clássico desses artefatos é o halo produzido pelos filtros de realce, também denominado de “Ubbershwingler” ou de artefato rebote (9).

O princípio de ação dos filtros se dá pela digitalização das imagens em matrizes, sendo que cada elemento desta matriz é composto por um elemento fundamental: o pixel (*picture element*). A partir desta matriz diversos tipos de processamento digital podem ser implementados, por meio de algoritmos que realizam as transformações matemáticas necessárias para que se possa, por exemplo, obter uma imagem com os realces pretendidos ou extrair atributos ou informações pertinentes. Esses filtros são aplicados por meio de uma função de transferência, normalmente definida no espectro de frequência, que altera a matriz da imagem digital, como a transformada de Fourier (11, 12).

A escolha do tipo de processamento da imagem digital é dependente da estrutura avaliada e do diagnóstico que está sendo realizado. Diante disto, o conhecimento do impacto da ação dos filtros de imagem torna-se importante nas diversas situações clínicas. Com relação aos implantes dentários, a avaliação radiográfica é utilizada para avaliar a interface entre este e o tecido ósseo, sendo

que a perfeita justaposição é um indicativo de sucesso da osseointegração (13). Entretanto, não existem estudos avaliando o efeito dos filtros no diagnóstico da interface osso/implante. Assim, o objetivo desse estudo foi analisar a capacidade diagnóstica de radiografias convencionais e digitais, e a influência da aplicação de filtros de processamento nas radiografias digitais, para a avaliação da interface osso/implante, a fim de determinar o melhor protocolo de avaliação radiográfica nesta situação clínica.

MATERIAIS E MÉTODOS

Preparo dos Corpos de Prova

O presente estudo foi aprovado pela comissão de pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (nº26464). Foi realizado o cálculo amostral para capacidade de detecção radiográfica da justaposição da interface osso/implante por meio do *software* Winpepi, assumindo chances iguais para as duas situações (com e sem justaposição do implante ao tecido ósseo), com uma frequência de 50%, um nível de significância de 5% e poder do teste de 80%, chegou-se ao cálculo de 37 implantes com justaposição e 37 implantes sem justaposição, perfazendo um total de 74 implantes de titânio. Foram utilizados 37 implantes de titânio (Titamax TI Cortical – 4.1mm x 3.75mm x 9.0mm – Neodent, Curitiba, Brasil), os quais foram inseridos em 74 blocos de costelas bovinas frescas, sendo que cada implante foi utilizado duas vezes. Foi instalado apenas um implante em cada corpo de prova. Os tecidos moles presentes nas costelas foram mantidos, a fim de simular a situação clínica dos tecidos bucais.

Para investigar a relação de superfície implante/osso, dividiu-se a amostra em grupo teste (GT) e grupo controle (GC). Em 37 costelas, os implantes foram

inseridos em íntima relação com as paredes ósseas, obtendo-se a estabilidade primária (GC). Nas demais 37 costelas, foram confeccionados preparos ósseos que promoveram um espaço de 0.125 mm entre o osso e o implante de titânio, simulando falha no processo de osseointegração (GT).

Na confecção dos preparos ósseos e instalação dos implantes do GC, foi utilizada a sequência de brocas conforme as especificações do fabricante, sendo que a última broca utilizada antes da inserção do implante foi a de 3.0mm de diâmetro. Para obter um adequado assentamento da plataforma do implante ao osso, foi utilizada a broca *counter sink* e em seguida foi realizada a instalação do implante até a obtenção do travamento primário com 45N·cm.

Os preparos ósseos do GT foram confeccionados utilizando a mesma sequência de brocas do GC, acrescentando ao final a broca de 4.0mm de diâmetro. Assim, ao ser instalado o implante de 3.75mm no preparo de 4.0mm de diâmetro, foi criada uma deficiência na justaposição implante/osso. As plataformas dos implantes foram posicionadas no nível ósseo, com a finalidade de que os mesmos não sofressem movimentação dentro do preparo.

Obtenção das Imagens Radiográficas

Os corpos de prova foram posicionados e estabilizados em superfície plana para realização das tomadas radiográficas periapicais em aparelho de raios X odontológico (Dabi Atlante, Spectro 70X, operação intermitente, tensão 127V, corrente de entrada 8 mA, frequência 50/60Hz, tempo de exposição 0.4s). Para a padronização das imagens, foi utilizado um posicionador para manter o paralelismo entre o implante e o receptor de imagem, com a incidência perpendicular do raio central e distância foco-receptor de 30cm. Os implantes foram radiografados com o

filme radiográfico convencional Kodak Insight nº 2 (Eastman Kodak, Rochester, NY) e com as placas de fósforo das marcas comerciais VistaScan (Durr Dental, Bietigheim-Bissingen, Germany) e Express (Instrumentarium, Tuusula, Finland).

Os filmes convencionais foram processados em máquina automática (Modelo 9000, DENT-X, Elmsford, Nova Iorque, EUA) e a leitura das placas de fósforo foram realizadas nos respectivos scanners de cada fabricante. As radiografias digitais foram salvas em formato *tiff, tanto as imagens originais (sem filtro) quanto as imagens após a aplicação dos filtros de realce disponíveis nos softwares DBSWin (Durr Dental AG, Bietigheim-Bissingen, Germany) e CliniView, Instrumentarium, Tuusula, Finland), conforme apresentado na Tabela 1 e ilustrado na Figura 1.

Avaliação das imagens

A interpretação dos exames radiográficos foi realizada por 3 avaliadores que receberam as orientações necessárias para a análise das imagens convencionais e digitais, com o objetivo de avaliar a justaposição da interface osso/implante. Foi utilizada uma escala Likert de cinco pontos, com o seguinte ordenamento: (1) definitivamente há justaposição osso/implante; (2) provavelmente há justaposição; (3) indefinido; (4) provavelmente não há justaposição; (5) definitivamente não há justaposição.

As radiografias convencionais foram avaliadas com auxílio de um negatoscópio com máscara, em ambiente com luz reduzida, com o uso de lupa. As imagens radiográficas digitais foram visualizadas em um monitor de tela plana 22 polegadas (LG Flatron – E2250 – Brasil), utilizando o programa visualizador de fotos do Windows (Microsoft), em ambiente com luz controlada. A ferramenta de *zoom* estava à disposição dos examinadores. As imagens foram apresentadas individualmente e

randomizadas. Os avaliadores não foram informados quanto aos tipos de filtros usados nas imagens. Após um período de quatro semanas, os avaliadores repetiram a interpretação em 20% das imagens para testar a reprodutibilidade intra-examinador.

Análise dos dados

A análise estatística foi realizada utilizando os programas SPSS (version 13.0, SPSS, Chicago, IL, USA) e Microsoft Office Excel (Redmond, Washington, USA). O nível de significância estatística foi fixado em $P < 0.05$.

O coeficiente de concordância de Kendall foi utilizado para avaliar a concordância intra- e inter-examinador, considerando todos os 5 pontos da escala Likert. A moda entre os escores dos examinadores [(escore Ex1) – (escore Ex2) – (escore Ex3)] foi utilizada para os cálculos subsequentes.

A área abaixo da curva ROC (AUC), e seu intervalo de confiança de 95% (IC 95%), foi calculada para cada variável estudada: sistema de aquisição de imagem (Convencional, Vista Scan e Express) e filtro. O método de De-Long foi utilizado para comparar as AUC entre cada uma das variáveis, avaliando o impacto da escolha do sistema de aquisição da imagem (e filtro para os sistemas digitais) no diagnóstico da justaposição radiográfica osso/implante. Os dois sistemas digitais foram avaliados separadamente para comparação entre os filtros de pós-processamento e destes com a radiografia convencional.

Os testes diagnósticos (sensibilidade e especificidade) foram calculados para cada variável estudada. A avaliação da ação dos filtros de processamento nas imagens digitais foi realizada por meio do gráfico 3D do espectro de magnitude da

transformada de Fourier. Isto tornou possível comparar a ação dos filtros com relação à nitidez da interface osso/implante. Ela atua na mudança de domínio da imagem, então a informação visual passa a ser representada de outra forma: do domínio espacial para o domínio de frequência, sem que ocorra perda de informações durante essa alteração (11). No Domínio de Fourier, a frequência possui o valor de acordo com sua posição. Matematicamente, a imagem é uma função $f(x, y)$, na qual x e y definem a frequência. No gráfico 3D o percentual de participação da frequência é representado por z .

A comparação entre as imagens representadas no domínio Fourier permite a compreensão de quais frequências estão sobrepostas no sinal original e quanto desta frequência está presente na imagem (11, 14). Para o cálculo e avaliação dos filtros aplicados, criou-se na linguagem de programação Python, um software específico para esta tarefa, utilizando-se a biblioteca OpenCv.

RESULTADOS

Cada examinador avaliou um total de 74 radiografias convencionais e 814 imagens de radiografias digitais. A tabela 2 apresenta a distribuição da escolha dos examinadores entre os 5 escores possíveis de resposta da escala Likert.

Nas tabelas 3 e 4 é possível observar os valores de sensibilidade, especificidade e a área sob a curva ROC com o respectivo IC 95% para cada variável estudada. Os maiores valores de sensibilidade e especificidade estiveram associados às radiografias convencionais e às imagens digitais do sistema VistaScan com a utilização de filtros de realce com maior penetrância da matriz (Tabela 3). As imagens originais e com baixa penetrância da matriz do sistema VistaScan e todos os filtros avaliados do sistema Express apresentaram baixa

sensibilidade para o diagnóstico de fibrointegração com um baixo número de diagnósticos verdadeiro positivos (ou seja, apresentaram um alto número de diagnósticos falso-negativos).

O método de De-Long apontou equivalência entre a radiografia convencional (AUC = 0.963 / IC 95% = 0.891 a 0.993) e as imagens VistaScan *Caries2* (AUC = 0.964 / IC 95% = 0.892 a 0.993), VistaScan *Endo* (AUC = 0.952 / IC 95% = 0.875 a 0.988) e Express *Sharpen3* (AUC = 0.894 / IC 95% = 0.801 a 0.954) (tabela 3). Os demais filtros estudados apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados à radiografia convencional ($P \leq 0.05$). Com relação ao sistema digital VistaScan, os filtros *Perio* (AUC = 0.858 / IC 95% = 0.757 a 0.928) e *Fine* (AUC = 0.872 / IC 95% = 0.774 a 0.938) não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados ao filtro *Endo* ($P \leq 0.05$). Com relação ao sistema digital Express, as imagens originais (AUC = 0.708 / IC 95% = 0.591 a 0.808) e *Sharpen4* (AUC = 0.737 / IC 95% = 0.622 a 0.833) apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparadas às imagens com filtro *Sharpen3*.

A tabela 5 apresenta o Coeficiente de Concordância de Kendall (W) intra e inter-examinadores para cada sistema de aquisição de imagem. A avaliação dos resultados mostrou uma ótima concordância intra- e inter-examinador. Os valores de concordância intra-examinador foram sempre superiores a 0.90, tanto para as imagens digitais quanto para convencionais. A concordância inter-examinador foi 0.826 e 0.904 para a avaliação das imagens digitais e convencionais, respectivamente.

Na figura 1, são apresentados os gráficos 3D do espectro de frequência da transformada de Fourier para cada sistema de aquisição de imagem. Nos gráficos, o

centro representa as altas frequências, decaindo para baixas frequências nas bordas. As cores visualizadas representam a participação (intensidade) de uma determinada frequência na composição da imagem (o azul escuro é o valor mais baixo, azul claro valor médio baixo, verde valor médio alto e vermelho e laranja valores mais altos). A imagem perde nitidez se valores altos (vermelho ou amarelo) estiverem próximos da borda ou se não houver componentes de alta frequência com contribuição significativa.

As representações gráficas da transformada só podem ser comparadas dentro de cada sistema, devido às diferenças dos receptores de imagem. Pôde-se observar que nas radiografias convencionais existe uma distribuição proporcional de altas e baixas frequências. Com relação às imagens que apresentaram melhor desempenho (*Caries2*, *Endo* e *Sharpen3*), a ação dos filtros privilegia a participação das altas frequências, observada pela área central do gráfico que se apresenta mais alta e mais ampla.

DISCUSSÃO

Os exames por imagem são instrumentos importantes para a avaliação pós-operatória de implantes dentários. Contribuem para o diagnóstico precoce de patologias associadas e auxiliam no acompanhamento a longo prazo, permitindo uma análise quantitativa da perda óssea adjacente ao implante (15). A utilização de radiografias digitais trouxe algumas vantagens para o cirurgião-dentista e para os pacientes, como a redução do tempo de exame e eliminação do uso de câmara escura (16-18). Outra vantagem é a possibilidade do processamento da imagem, sendo que a aplicação de filtros específicos pode contribuir com a acurácia do exame (4, 16, 17). Alguns estudos demonstraram que o processamento das

imagens digitais, realizado para melhorar a visualização em algumas situações clínicas, também pode produzir artefatos, os quais têm um impacto deletério e podem prejudicar a avaliação do examinador (8-10, 19). Entretanto, não foram encontrados estudos que tenham avaliado o impacto da utilização de filtros de processamento nas imagens radiográficas digitais com relação à investigação da interface osso/implante.

A interferência do emprego dos filtros de processamento de imagem no diagnóstico da interface osso/implante pode ser observada por meio do padrão de resposta dado pelos examinadores com o uso da escala Likert. É possível observar uma tendência ao diagnóstico de justaposição osso/implante entre as imagens originais e aquelas que apresentam um filtro de realce com baixa penetrância da matriz. Ainda, no caso dos sistemas digitais, verificou-se uma predominância expressiva do escore 1 nas imagens sem filtro e com filtro de baixa penetrância, sugerindo que tais imagens podem confundir o examinador no sentido de aumentar os diagnósticos falso-negativos. Ao contrário, com o aumento da penetrância do filtro de realce, observou-se um aumento nos diagnósticos de falha na justaposição osso/implante e, principalmente, da dúvida do examinador. O método convencional foi o que gerou menor dúvida durante as avaliações (escore '3', n = 3) e o sistema digital Express foi o que trouxe maior dúvida, em especial o filtro *Sharpen4* (escore '3', n = 32).

O resultado dos testes de sensibilidade e de especificidade deve ser considerado na decisão da escolha de um método para diagnóstico. Os maiores valores de sensibilidade, especificidade e acurácia foram obtidos com as radiografias convencionais e as imagens digitais do sistema VistaScan quando utilizados os filtros de realce com maior penetrância da matriz. Ao contrário, imagens digitais originais e aquelas com filtros de baixa penetrância da matriz do sistema

VistaScan e todas as imagens do sistema Express apresentaram baixa sensibilidade para o diagnóstico de fibrointegração. Ou seja, esse resultado representa, clinicamente, um alto risco de diagnósticos falso-negativos. Tal diferença entre as imagens avaliadas pode ser relacionada ao método, uma vez que a concordância intra- e inter-examinadores na avaliação das radiografias foi alta.

Alguns estudos também avaliaram o impacto para o diagnóstico dos filtros de processamento da imagem digital adjacente a materiais metálicos. A investigação da desadaptação de restaurações e próteses metálicas apresentou melhor acurácia quando radiografias convencionais ou imagens digitais originais sem filtros foram utilizadas, sendo que os autores sugerem que os filtros de alto realce e de inversão de imagem sejam evitados (19). Já na análise do nível ósseo peri-implantar, os autores sugerem a utilização de imagens digitais originais, ou com filtros de refinamento ou de alto-relevo, evitando-se os filtros de alto realce para esta finalidade (20). No presente estudo, as radiografias convencionais apresentaram uma alta acurácia para o diagnóstico da interface osso/implante. Entretanto, alguns filtros de alto realce (*Caries2*, *Endo* e *Sharpen3*) apresentaram desempenho semelhante às radiografias convencionais, podendo ser indicados quando se necessita avaliar a interface osso/implante. Tal achado pode estar relacionado com a densidade das estruturas circundantes com as quais o metal se relaciona. Neste caso a interface osso/implante foi o alvo da investigação, portanto a diferença de densidade entre o metal e o tecido ósseo não foi tão significativa quanto a do metal com o ar adjacente, como no caso dos dois estudos supracitados.

DAVE *et al.* (2013) (21) também avaliaram defeitos ósseos na interface osso e implante por meio de radiografias digitais e tomografias, e obtiveram uma AUC de 1 (o valor mais alto possível) nas radiografias digitais. No presente estudo, os valores de acurácia variaram de 0.964 (valor mais alto – filtro *Caries2* do sistema

Vista Scan) a 0.708 (valor mais baixo – imagem original do sistema Express). No entanto, este estudo(21) apresenta algumas diferenças importantes e que podem explicar as diferenças encontradas: o tamanho dos defeitos criados foram de 0.35mm e 0.675mm, substancialmente maiores do que os avaliados nesta investigação (0.125 mm). Além disso, os autores não comentam sobre a utilização de filtros nas radiografias, que, como demonstrado, interfere na avaliação peri-implantar.

A comparação visual entre uma imagem convencional e outra digital requer a compreensão de algumas peculiaridades desta última. Na imagem digital, a visualização das pequenas variações existentes entre um tecido normal e um tecido alterado pode ser confundida com ruídos ou artefatos, muitas vezes dificultando a avaliação da imagem de aquisição (12). Nestes casos, é necessária a melhoria da qualidade da imagem digital com o uso de filtros. A eliminação de ruído ou a suavização da imagem podem ser obtidas por meio da remoção dos componentes de alta frequência da imagem ou aumento da intensidade dos componentes de baixa frequência (filtros *low pass*), gerando imagens mais homogêneas e suavizadas (20). O realce de bordas pode ser alcançado pela diminuição da intensidade dos componentes de baixa frequência ou pela intensificação dos componentes de alta frequência (filtros *high pass*), gerando imagens com características mais acentuadas, e por isso também são chamados de filtros de realce ou de nitidez (12, 20, 22).

Os filtros de realce de borda são os preferidos entre os cirurgiões-dentistas para a avaliação das radiografias digitais (4, 17) e por isso foram o alvo desta investigação. No entanto, a matriz utilizada para modificar matematicamente a imagem digital varia dependendo do software utilizado, e o algoritmo normalmente não se encontra disponível pelos fabricantes. Assim sendo, as imagens também

foram avaliadas por meio do espectro de magnitude da Transformada de Fourier. O espectro de frequência não possui informação relativa à filtragem, porém a avaliação da diferença entre os espectros pode ser usada para analisar quantitativamente a operação matemática alcançada com filtros. Nas radiografias convencionais observou-se uma homogeneidade entre borramento e nitidez, devido ao equilíbrio de participação das altas e baixas frequências. Enquanto que, nas imagens digitais que apresentaram melhor desempenho diagnóstico em ambos os sistemas, verificou-se uma participação maior das altas frequências, devido à ação dos filtros aumentando a nitidez.

Apesar das imagens convencionais e digitais (*Caries2*, *Endo* e *Shapen3*) apresentarem diferença com relação à participação das frequências, todas apresentaram capacidade diagnóstica semelhante.

A metodologia *in vitro* adotada neste estudo foi escolhida devido à necessidade de comparar métodos e sistemas de aquisição de imagem que utilizam radiação ionizante, tornando a participação de pacientes inviável. Optou-se pela utilização de costela bovina como sítio para os implantes pela semelhança de densidade com o tecido ósseo mandibular humano, e pelo uso já documentado em outras pesquisas (21, 23-26). Ainda, o desenho apical do implante escolhido apresenta a mesma conformação da broca de perfuração, o que permitiu melhor cegamento dos examinadores durante as avaliações.

Frente aos resultados encontrados, conclui-se que a avaliação radiográfica da interface entre osso e implante sofre interferência do sistema radiográfico empregado. Neste sentido, é indicado o uso de radiografias convencionais ou digitais com a utilização de filtros em que haja maior participação das altas frequências como *Caries2* ou *Endo* (Sistema VistaScan – Dürr Dental), e *Sharpen3*,

(Sistema Express – Instrumentarium). O desenvolvimento de filtros específicos para a avaliação peri-implantar deve ser considerado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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 surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2012;113(6):817-26.
2. Wenzel A, Kirkevang LL. Students' attitudes to digital radiography and measurement accuracy of two digital systems in connection with root canal treatment. *European journal of dental education : official journal of the Association for Dental Education in Europe*. 2004;8(4):167-71.
3. Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions. *Caries research*. 2001;35(3):193-9.
4. Yalcinkaya S, Kunzel A, Willers R, Thoms M, Becker J. Subjective image quality of digitally filtered radiographs acquired by the Durr Vistascan system compared with conventional radiographs. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2006;101(5):643-51.
5. Haiter-Neto F, Casanova MS, Frydenberg M, Wenzel A. Task-specific enhancement filters in storage phosphor images from the Vistascan system for detection of proximal caries lesions of known size. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2009;107(1):116-21.
6. Kal BI, Baksi BG, Dundar N, Sen BH. Effect of various digital processing algorithms on the measurement accuracy of endodontic file length. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2007;103(2):280-4.

7. Hadley DL, Replogle KJ, Kirkam JC, Best AM. A comparison of five radiographic systems to D-speed film in the detection of artificial bone lesions. *Journal of endodontics*. 2008;34(9):1111-4.
8. Tan TH, Boothroyd AE. Überschwinger artefact in computed radiographs. *The British journal of radiology*. 1997;70(832):431.
9. Oestmann JW, Prokop M, Schaefer CM, Galanski M. Hardware and software artifacts in storage phosphor radiography. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 1991;11(5):795-805.
10. Brettle D, Carmichael F. The impact of digital image processing artefacts mimicking pathological features associated with restorations. *British dental journal*. 2011;211(4):167-70.
11. Gonzales RCW, R.E. *Digital Image Processing*. 2nd ed. New York: Prentice Hall; 2002.
12. Rangayyan RM. " Enhancement". In: Bankman IN, editor. *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*. New York: Academic Press; 2000. p. 3 - 65.
13. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;57(5):597-607.
14. Watt A, and Policarpo, F. *The Computer Image*. New York, NY: Addison-Wisley; 1998.
15. Reddy MS, Wang IC. Radiographic determinants of implant performance. *Advances in dental research*. 1999;13:136-45.
16. Wenzel A. Sensor noise in direct digital imaging (the RadioVisioGraphy, Sensa-Ray, and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1994;77(1):70-4.

17. Wenzel A, Hintze H. Perception of Image Quality in Direct Digital Radiography after Application of Various Image Treatment Filters for Detectability of Dental Disease. *Dentomaxillofac Rad.* 1993;22(3):131-4.
18. Wenzel A, Moystad A. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta odontologica Scandinavica.* 2010;68(2):106-14.
19. Liedke GS, Spin-Neto R, da Silveira HE, Wenzel A. Radiographic diagnosis of dental restoration misfit: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation.* 2014;41(12):957-67.
20. de Azevedo Vaz SL, Neves FS, Figueiredo EP, Haiter-Neto F, Campos PS. Accuracy of enhancement filters in measuring in vitro peri-implant bone level. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(10):1074-7.
21. 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.
22. de-Azevedo-Vaz; SL, Rovaris; K, Campos; PSF, Haiter-Neto F. Enhancement filters for digital radiographs. *Rev Bras Pesq Saúde.* 2013;15(4):137-43.
23. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.* 2006;64(10):1475-9.
24. Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery.* 2005;34(2):174-7.

25. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2000;90(5):574-80.
26. 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. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2012;70(7):1540-50.

ANEXOS

Tabela 1. Sistemas radiográficos

Sistema	Kodak	VistaScan	Express
Tipo de Receptor	Filme Insight nº 2	Placa de Fósforo	Placa de Fósforo
Marca commercial	Kodak (Eastman Kodak) Rochester, NY	Vista Scan (Dürr Dental) Bietigheim-Bissingen, Germany	Express (Instrumentarium) Tuusula, Finland
Equipamento Radiográfico	Spectro 70X Seletronic (Dabi Atlante), 70kV, 8mA	Spectro 70X Seletronic (Dabi Atlante), 70kV, 8mA	Spectro 70X Seletronic (Dabi Atlante), 70kV, 8mA
Tempo de Exposição	0.4 s	0.4 s	0.4 s
Imagens Avaliadas	-----	Original Fine Caries 1 Caries 2 Endo Perio	Original Sharpen 1 Sharpen 2 Sharpen 3 Sharpen 4

Tabela 2. Moda da frequência de respostas dos três examinadores para cada método de aquisição e processamento de imagem (n=74)

Sistema		Escala Likert				
		1	2	3	4	5
Conv	-----	35	9	3	2	25
	org	51	3	7	3	10
VistaScan	fin	39	1	11	6	17
	ca1	10	13	8	13	30
	ca2	10	18	12	12	22
	endo	25	13	5	9	22
	perio	7	17	10	13	27
Express	org	57	3	6	1	7
	sh1	48	7	5	2	12
	sh2	29	20	8	8	9
	sh3	18	18	26	7	5
	sh4	6	15	32	12	9

Conv = convencional; org = original; fin = fine; ca1 = caries 1; ca2 = caries 2;

sh1 = sharpen 1; sh2 = sharpen 2; sh3 = sharpen 3; sh4 = sharpen 4

Tabela 3. Moda da sensibilidade, especificidade e área sob a curva ROC e intervalo de confiança de 95% (IC) entre os 3 examinadores para cada método de aquisição e processamento de imagem do Sistema VistaScan.

Sistema	Sensibilidade	Especificidade	AUC
Conv	0.730	1.000	0.963 (0.891 a 0.993) A
org	0.351	1.000	0.771 (0.659 a 0.861) D
fin	0.568	0.946	0.872 (0.774 a 0.938) BCD
VistaScan ca1	0.838	0.676	0.782 (0.671 a 0.870) CD
ca2	0.838	0.919	0.964 (0.892 a 0.993) A
endo	0.784	0.946	0.952 (0.875 a 0.988) AB
perio	0.892	0.811	0.858 (0.757 a 0.928) BCD

Conv = convencional; org = original; fin = fine; ca1 = caries 1; ca2 = caries 2

IC seguidos de letras diferentes diferem entre si ($P < 0.05$)

Tabela 4. Moda da sensibilidade, especificidade e área sob a curva ROC e intervalo de confiança de 95% (IC) entre os 3 examinadores para cada método de aquisição e processamento de imagem do Sistema Express.

Sistema	Sensibilidade	Especificidade	AUC
Conv	0.730	1.000	0.963 (0.891 a 0.993) A
org	0.216	1.000	0.708 (0.591 a 0.808) CD
sh1	0.378	1.000	0.851 (0.750 a 0.923) BD
Express sh2	0.405	0.946	0.849 (0.747 a 0.921) BD
sh3	0.297	0.973	0.894 (0.801 a 0.954) AB
sh4	0.405	0.838	0.737 (0.622 a 0.833) D

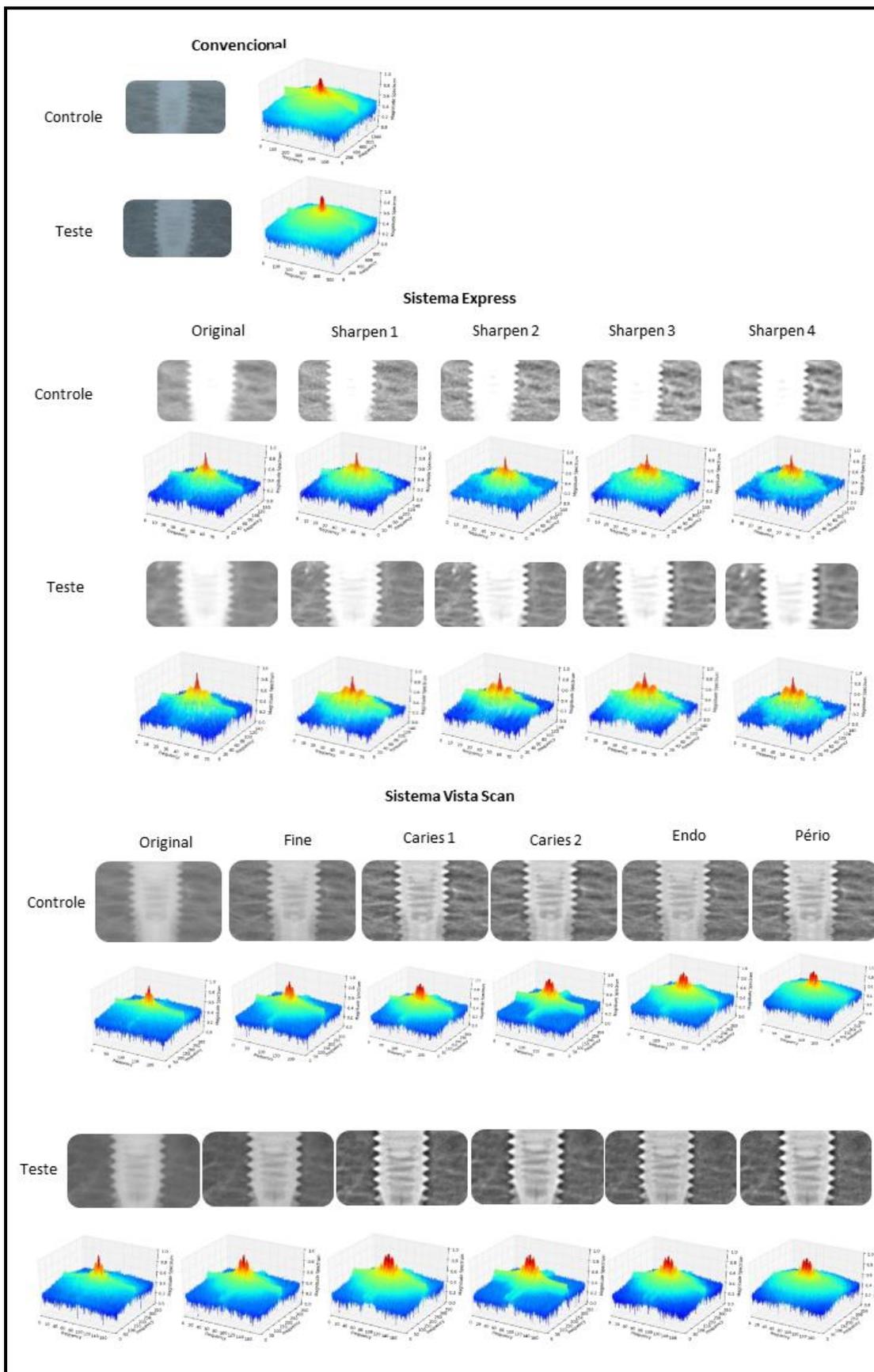
Conv = convencional; org = original; sh1 = sharpen 1; sh2 = sharpen 2; sh3 = sharpen 3; sh4 = sharpen 4

IC seguidos de letras diferentes diferem entre si ($P < 0.05$)

Tabela 5. Concordância intra- e inter-examinador para cada método de aquisição de imagem

	Intra			Inter
	Ex01	Ex02	Ex03	
Convencional	0.928	0.904	0.966	0.904
Digital	0.954	0.943	0.942	0.826

Figura 1 – Exemplo das imagens radiográficas convencionais, digitais originais e com filtros dos sistemas *VistaScan* e *Express* nos grupos controle e teste; e as representações gráficas em 3D da Transformada de Fourier.



ARTIGO 2

**Estudo *in vitro* da capacidade diagnóstica de imagens tomográficas na
avaliação da interface osso/implante**

RESUMO

Objetivo: Avaliar o desempenho das imagens tomográficas para o diagnóstico da interface osso/implante, comparando-o com o exame radiográfico convencional.

Materiais e Métodos: Foram inseridos implantes de titânio em 74 blocos de costelas bovina frescas. Em 37, os implantes foram inseridos em íntima relação com as paredes ósseas (Grupo Controle - GC) e nos outros 37 blocos foi confeccionado um preparo ósseo que promoveu um espaço de 0.125 mm (Grupo Teste - GT), simulando falha no processo de osseointegração. As tomadas radiográficas periapicais foram realizadas com filme convencional e as imagens volumétricas foram adquiridas em dois equipamentos de TCFC com diferentes protocolos de aquisição. Três examinadores cegados avaliaram as imagens, utilizando uma escala Likert de cinco pontos. A capacidade diagnóstica foi analisada por meio de testes de sensibilidade, especificidade e acurácia (área sob a curva ROC). A concordância inter e intra-examinadores foi analisada por meio do Teste de Concordância de Kendall (W).

Resultados: Foi observada maior acurácia do exame convencional ($AUC = 0.963$ / $IC\ 95\% = 0.891$ a 0.993) na detecção da justaposição entre osso e implante. Com relação à avaliação tomográfica, as imagens do tomógrafo i-Cat apresentaram maior acurácia, sendo que a resolução de voxel de 0.125mm ($AUC = 0.885$ / $IC\ 95\% = 0.790$ a 0.947) não revelou diferença significativa na acurácia diagnóstica comparado à radiografia convencional. As imagens provenientes do tomógrafo Kodak 9000 3D estiveram relacionadas com uma alta especificidade e baixa sensibilidade na avaliação de justaposição entre osso e implante, com um grande número de resultados falso-negativos.

Conclusão: Na avaliação radiográfica da justaposição entre o osso e o implante, deve ser dada preferência às radiografias convencionais ou, em caso da existência de exames de TCFC do tomógrafo iCat (voxel 0.125 mm), tal investigação também pode ser realizada.

Descritores: Diagnóstico por imagem, radiografia digital, tomografia computadorizada de feixe cônico, integração óssea

INTRODUÇÃO

A avaliação radiográfica é rotineiramente usada na implantodontia como um importante recurso para o diagnóstico, planejamento e acompanhamento pós-cirúrgico (1, 2). A investigação por imagem dos implantes tem como objetivo acompanhar o processo de osseointegração e detectar sinais de falha em um estágio inicial (2). Estudos que avaliam a perda óssea peri-implantar já estabeleceram que a radiografia intrabucal apresenta boa acurácia para este diagnóstico quando comparada ao padrão ouro (histológico) (3, 4).

O método ideal para o monitoramento dos implantes deve ser sensível o suficiente para detectar pequenas mudanças do nível ósseo marginal ou falha na justaposição entre o tecido ósseo e o implante. Por este motivo, para aumentar sua acurácia, o exame radiográfico deve ser realizado por meio da técnica do paralelismo, de modo que as roscas do implante estejam claramente visíveis em ambas as superfícies dos implantes (5, 6). A técnica radiográfica intrabucal apresenta algumas limitações como a sua natureza bidimensional, sobreposições de estruturas anatômicas e distorções, que podem limitar a visualização de defeitos intraósseos (7-9).

O desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) aumentou a utilização dos exames tridimensionais (3D) pelos cirurgiões-dentistas, visto que essa imagem permite a avaliação das estruturas sem sobreposições e em diferentes planos de corte (10-13). Entretanto, frente a materiais metálicos, é observada a formação de artefatos na imagem tomográfica que prejudicam a qualidade do diagnóstico, podendo simular alterações ou mascarar patologias (14-17). Os materiais metálicos promovem um espalhamento do feixe de raios X em todas as direções produzindo artefatos em faixas, além do endurecimento do feixe

que ocorre quando o raio X é atenuado por estruturas densas, como o implante, dificultando o diagnóstico nas áreas próximas (SCHULZE *et al.*, 2011) (14, 16, 17).

Apesar da TCFC não ser o exame indicado para acompanhamento pós-operatório de implantes, muitos pacientes que já possuem implantes dentários podem necessitar de exames tomográficos para outros fins (18, 19). Assim, seria interessante que este exame tomográfico também fosse utilizado para a avaliação dos implantes presentes, evitando a solicitação de outros exames. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho das imagens tomográficas para o diagnóstico da interface osso/implante, comparando-o com o exame radiográfico convencional.

MATERIAIS E MÉTODOS

Preparo dos Corpos de Prova

O presente estudo foi aprovado pela comissão de pesquisa da instituição Universidade Federal do Rio Grande do Sul (nº26464). Foi realizado o cálculo amostral para capacidade de detecção radiográfica da justaposição da interface osso/implante por meio do *software* Winpepi, assumindo chances iguais para as duas situações (com e sem justaposição do implante ao tecido ósseo), com uma frequência de 50%, um nível de significância de 5% e poder do teste de 80%, chegou-se ao cálculo de 37 implantes com justaposição e 37 implantes sem justaposição, perfazendo um total de 74 implantes de titânio. Foram utilizados 37 implantes de titânio (Titamax TI Cortical – 4.1mm x 3.75mm x 9.0mm – Neodent, Curitiba, Brasil), os quais foram inseridos em 74 blocos de costelas bovinas frescas. Cada corpo de prova apresentava apenas um implante com a finalidade de evitar a indução de artefatos provenientes de implantes vizinhos. Os tecidos moles

presentes nas costelas foram mantidos, a fim de simular a situação clínica dos tecidos bucais.

Para investigar a relação de superfície implante/osso, os implantes foram inseridos em íntima relação com as paredes ósseas, obtendo-se a estabilidade primária (Grupo Controle - GC). Nas demais 37 costelas, foi confeccionado um preparo ósseo que promoveu um espaço de 0.125 mm entre o osso e o implante de titânio, simulando falha no processo de osseointegração (Grupo Teste - GT).

Na confecção dos preparos ósseos e instalação dos implantes do GC, foi utilizada a sequência de brocas conforme as especificações do fabricante, sendo que a última broca a ser utilizada antes da inserção do implante foi a de 3.0mm de diâmetro. Para se obter um adequado assentamento da plataforma do implante ao osso, foi utilizada a broca *counter sink* e em seguida foi realizada a instalação do implante até a obtenção da estabilidade primária, alcançada com 45N•cm.

No GT, os preparos ósseos foram confeccionados utilizando a mesma sequência de brocas do GC, acrescentando ao final a broca de 4.0mm de diâmetro. Assim, ao ser instalado o implante de 3.75mm no preparo de 4.0mm de diâmetro, criou-se uma deficiência na justaposição implante/osso. As plataformas dos implantes foram posicionadas no nível ósseo, com a finalidade de que os mesmos não sofressem movimentação dentro do preparo.

Obtenção e Análise das Imagens

Os corpos de prova foram posicionados e estabilizados em superfície plana para aquisição das radiografias periapicais em aparelho de raios X odontológico (Dabi Atlante, Spectro 70X, operação intermitente, tensão 127V, corrente de entrada

8 mA, frequência 50/60Hz, tempo de exposição 0.4s). Para a padronização das imagens, foi utilizado um posicionador para estabelecer o paralelismo entre o implante e o receptor de imagem, com a incidência perpendicular do raio central e distância foco-filme de 30cm. Os implantes foram radiografados com o filme radiográfico convencional Kodak Insight nº 2 (Eastman Kodak, Rochester, NY) e o processamento químico foi realizado em máquina automática (Modelo 9000, DENT-X, Elmsford, Nova Iorque, EUA).

As imagens volumétricas foram adquiridas em dois equipamentos de TCFC, um tomógrafo i-Cat Next Generation (Imaging Science International, Inc., Hatfield, PA, EUA) e um tomógrafo Kodak 9000 3D (KODAK Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA). No i-Cat foram utilizados os protocolos de voxel 0.2mm (120kVp, 20.27mAs, 14.7s, FOV 8 cm x 8 cm) e 0.125mm (120kVp, 37.07mAs, 26.9s, FOV 8 cm x 8 cm) e no Kodak 9000 3D os protocolos de voxel 0.2mm (68 KVp e 6.3 mA, 10.8s, FOV 5 cm x 3.75 cm) e 0.076mm (60 KVp e 6.3 mA, 10.8s, FOV 5 cm x 3.75 cm). As amostras foram posicionadas de forma padronizada sobre uma superfície plana e de apoio para a aquisição individual dos exames tomográficos.

As imagens radiográficas convencionais foram avaliadas com auxílio de um negatoscópio com máscara, em ambiente com luz controlada e com o uso de lupa. As imagens tomográficas foram exportadas em formato DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine* e importadas para o software Dolphin (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA, EUA), a fim de evitar que o uso de diferentes softwares influenciasse na avaliação e diagnóstico dos exames. Os arquivos foram cadastrados de maneira randomizada e não identificados quanto ao protocolo de aquisição das imagens. Os exames foram avaliados no modo de visualização multiplanar (cortes axiais, sagitais e coronais simultaneamente) e a

ferramenta de zoom estava à disposição dos examinadores. Os exames foram analisados em um monitor de tela plana, com 22 polegadas (LG Flatron – E2250 – Brasil) e em ambiente com luz reduzida.

Todas as imagens foram avaliadas por três examinadores cegados, que utilizaram uma escala Likert de cinco pontos com o seguinte ordenamento: (1) definitivamente há justaposição osso/implante; (2) provavelmente há justaposição; (3) indefinido; (4) provavelmente não há justaposição; (5) definitivamente não há justaposição. Previamente ao início das avaliações, os avaliadores passaram por um período de definição de conceitos em relação aos diagnósticos adotados e treinamento com o software utilizado. Com o objetivo de verificar a reprodutibilidade dos examinadores, 20% da amostra foi reavaliada após 4 semanas.

Análise dos dados

A análise estatística foi realizada utilizando os programas SPSS (version 13.0, SPSS, Chicago, IL, USA) e Microsoft Office Excel (Redmond, Washington, USA). O nível de significância estatística foi fixado em $P < 0.05$.

O coeficiente de concordância de Kendall foi empregado para avaliar a concordância intra e inter-examinador, considerando todos os 5 pontos da escala Likert. A moda entre os escores dos examinadores [(escore Ex1) – (escore Ex2) – (escore Ex3)] foi utilizada para os cálculos subsequentes.

As áreas abaixo da curva ROC (AUC), e seus respectivos intervalos de confiança de 95% (IC 95%), foram calculados para cada variável estudada: sistema de aquisição de imagem (TCFC e radiografia convencional) e protocolos de aquisição tomográfica (i-Cat 0.125; i-Cat 0.2; Kodak 0.076; e Kodak 0.2). O método

de De-Long foi utilizado para comparar as AUC entre cada uma das variáveis, avaliando o impacto da escolha do sistema de aquisição da imagem e do tamanho do voxel no diagnóstico da justaposição osso/implante.

Os testes diagnósticos (sensibilidade e especificidade) foram calculados para cada variável.

RESULTADOS

Cada examinador avaliou um total de 74 radiografias e 296 tomografias (Fig. 1). A Tabela 1 apresenta a distribuição da escolha dos examinadores entre os cinco escores possíveis de resposta.

A análise tomográfica apresentou uma predominância do escore 1, principalmente quando imagens do tomógrafo Kodak 9000 3D estavam sendo avaliadas, sugerindo que tais imagens podem confundir o examinador no sentido de aumentar os diagnósticos falso-negativos. Independentemente do método de aquisição, a prevalência do escore 3 entre os examinadores (indefinido) foi baixa. O método radiográfico e o tomográfico adquirido com o tomógrafo i-Cat apresentaram uma distribuição simétrica das respostas dos examinadores entre os escores 1 e 5 da escala Likert.

A avaliação da concordância intra- e interexaminador mostrou resultados satisfatórios para os dois métodos de aquisição de imagem (Tabela 2), sendo que os maiores valores de concordância foram encontrados na análise das radiografias.

Os melhores resultados de sensibilidade e especificidade estiveram associados às imagens radiográficas. Já as imagens tomográficas apresentaram alta especificidade em todos os protocolos de aquisição (Tabela 3). Quanto à sensibilidade, as imagens do tomógrafo i-Cat apresentaram boa capacidade para

detectar falha de justaposição osso/implante, ao contrário do observado com as imagens do tomógrafo Kodak, nas quais uma grande quantidade de diagnósticos falso-negativos foi observada (baixa sensibilidade).

Na Tabela 3 é possível observar a AUC e o IC 95% para cada variável do estudo. Observa-se que a radiografia convencional apresentou o maior valor de AUC (0.963) e o IC 95% mais constante (0.891 – 0.993) em comparação com as demais imagens avaliadas. O desempenho diagnóstico das imagens do tomógrafo i-Cat com resolução de voxel de 0.125 mm (AUC = 0.885 / IC 95% = 0.790 – 0.947) não apresentou diferença estatística quando comparado com as imagens radiográficas convencionais. Os demais protocolos de aquisição tomográficos foram estatisticamente diferentes da radiografia convencional, sendo que o protocolo Kodak com 0,076 mm de resolução de voxel apresentou o pior desempenho (AUC = 0.711 / IC 95% = 0.594 – 0.810).

DISCUSSÃO

A TCFC é um importante método para obtenção de imagens 3D na Odontologia. A visualização das imagens multiplanares é a principal vantagem da TCFC (10), proporcionando maior acurácia para o planejamento cirúrgico na colocação dos implantes (12). Em 2012, TYNDALL *et al.*, (18) baseados na literatura e nas recomendações da Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR), redigiram um artigo quanto ao uso dos exames por imagem para planejamento e acompanhamento de implantes dentários, com ênfase na TCFC. Segundo os autores, a AAOMR recomenda o uso da TCFC como exame de escolha para o planejamento cirúrgico devido às melhores condições de diagnóstico com uma dose aceitável de radiação.

No acompanhamento pós-operatório e periódico dos implantes as imagens periapicais devem ser empregadas (18). Na ocorrência de algum tipo de complicação, como danos aos nervos ou infecções pós-operatórias em relação às cavidades nasal e sinusal próximas aos implantes, as imagens tomográficas podem ser indicadas (20). Entretanto, tendo em vista a realização de exames de TCFC em pacientes que já possuem implantes dentários, o objetivo desta pesquisa foi avaliar a capacidade diagnóstica da TCFC em detectar falhas na justaposição entre o tecido ósseo e o implante dentário, com a intenção de evitar a solicitação de outros exames radiográficos concomitantes.

No estudo realizado, a radiografia convencional apresentou os melhores resultados, avaliados por meio do maior valor de AUC (0.963) e o IC 95% mais constante (0.891 – 0.993), em comparação com as imagens tomográficas. Estes achados ratificam a utilização deste método como exame de escolha para acompanhamento pós-operatório de implantes dentários, conforme recomendação da AAOMR (18). O desempenho diagnóstico das imagens com resolução de voxel de 0.125 mm do tomógrafo i-Cat (AUC = 0.885 / IC 95% = 0.790 – 0.947) não apresentou diferença estatística quando comparado aos exames convencionais. Assim, naqueles casos em que se faz necessária a realização da TCFC para outras finalidades, este exame com estas características de protocolo, também pode ser utilizado para a avaliação dos implantes dentários presentes, evitando a solicitação de novos exames radiográficos.

A análise tomográfica de defeitos peri-implantares é motivo de investigação crescente na literatura atual. DAVE *et al.* (2013) (21) compararam o uso da radiografia digital e de imagens de TCFC com dois equipamentos (Accuitomo – voxel 0.16mm e i-Cat – voxel 0.3mm) para detecção de falhas peri-implantares medindo 0.35mm e 0.675mm. Concluíram que as radiografias digitais apresentaram

melhor desempenho para o diagnóstico de defeitos com 0.35mm, enquanto que, quando o espaço foi aumentado para 0.675mm, não houve diferença significativa na acurácia diagnóstica entre os três métodos estudados. Ainda, a sensibilidade das radiografias digitais (100) e das imagens do tomógrafo Accuitomo (97.8) foi superior à sensibilidade obtida com o tomógrafo i-Cat (64.4). No entanto, o presente estudo utilizou uma interface osso/implante de tamanho menor (0.125mm) e protocolos de aquisição de imagem com melhor resolução (0.076, 0.125 e 0.2), o que pode justificar as diferenças encontradas.

Um estudo *in vitro* que avaliou a acurácia das imagens de TCFC na medição do osso cortical adjacente aos implantes, concluiu que os exames com resolução de 0.125mm de voxel apresentaram mensurações mais acuradas do que nos exames com espessura de reconstrução acima de 0.8mm (22). MENGEL *et al.*,(2006) (23) analisaram a qualidade e a acurácia dos exames tomográficos na detecção e mensuração de defeitos ósseos peri-implantares, e observaram que as medições realizadas em Tomografia Computadorizada Multislice (TCMS) e em TCFC apresentaram pouca diferença em relação ao padrão ouro, sendo que a TCFC apresentou a melhor resolução das imagens.

A literatura demonstra que a qualidade da imagem tomográfica está relacionada ao tamanho de voxel, e o aumento do tamanho do voxel, diminui a resolução da imagem (24-30). No presente estudo, o desempenho diagnóstico dos exames tomográficos com resolução de voxel de 0.125 mm do tomógrafo i-Cat não apresentou diferença estatística em comparação às imagens radiográficas convencionais. Entretanto, o tomógrafo Kodak 9000 3D com resolução de voxel de 0.076mm apresentou o pior desempenho, sugerindo que o tamanho do voxel não é o único determinante para o bom desempenho de uma imagem tomográfica.

Além do voxel, parâmetros como o tamanho do campo de visão (*“field of view”* – FOV), quantidade e qualidade do feixe de raios X, tamanho e tipo do receptor de imagem e os diferentes algoritmos de reconstrução, utilizados pelos diversos sistemas de TCFC, afetam a qualidade do exame, produzindo ruído, alto ou baixo contraste e artefatos (14, 15, 17, 31). Em um estudo realizado *in vitro*, avaliando os artefatos produzidos pelos metais titânio e chumbo, os autores relataram que o aumento do FOV e da mAs parecem reduzir os artefatos dos metais, e conseqüentemente melhorar a qualidade da imagem (17). Diferenças entre o i-Cat e o Kodak 9000 3D em termos de aquisição da imagem como o FOV, Kvp e mAs maiores empregados pelo tomógrafo i-Cat podem explicar o melhor desempenho encontrado.

Os artefatos reduzem a qualidade da imagem e podem interferir negativamente no diagnóstico e no planejamento (14-16, 27). Os materiais metálicos são uma fonte potencial para o aparecimento de artefatos no exame tomográfico, pois promovem o espalhamento e o endurecimento do feixe de raios X, produzindo artefatos em faixas que dificultam o diagnóstico nas áreas próximas (14-16). Em uma investigação *in vitro* que avaliou a presença dos artefatos gerados em torno dos implantes de titânio, foi observado que estes existem próximos aos implantes (16) detectados pelo aumento do valor de cinza nas áreas adjacentes. Os autores observaram também que à medida que se distancia da superfície do implante, ocorre uma redução significativa da intensidade dos artefatos (16). No entanto, o referido estudo utilizou mandíbulas humanas reproduzidas em gesso, o que não condiz com a realidade clínica.

A quantidade e o tipo de metal presente no campo de visão também interferem para maior ou menor produção de artefatos. Outras pesquisas que avaliaram defeitos ósseos *in vitro* utilizaram até cinco implantes por corpo de prova (21, 22), o

que pode justificar a diferença dos resultados apresentados, pois há uma redução dos valores de cinza de, aproximadamente, 50% nas regiões proximais entre implantes(15, 16). A fim de diminuir a indução dos artefatos produzidos por implantes vizinhos, no presente estudo foi realizada a inserção de apenas um implante por costela bovina. Com relação ao tipo de metal, em uma investigação que avaliou a capacidade diagnóstica de reconstruções tomográficas para o diagnóstico de desadaptação proximal de próteses e restaurações metálicas, os autores encontraram baixo desempenho do tomógrafo i-Cat com resolução de voxel de 0.2mm (Liedke et al, 2015). Entretanto, a liga metálica de Níquel-Cromo utilizada para a confecção das próteses e restaurações apresenta um número atômico maior do que o titânio (Ti = 22; Ni = 28; Cr=24), o que pode justificar uma maior formação de artefatos na imagem.

Os exames adquiridos em aparelhos de TCFC, independentemente do motivo que levou à solicitação, devem ser sistematicamente avaliados nos três planos, por meio da varredura dos cortes, para diagnóstico de possíveis alterações (19, 32). No entanto, alguns estudos não disponibilizaram ou não mencionaram se o recurso de visualização multiplanar foi utilizado pelos avaliadores, o que pode interferir nos resultados encontrados (21, 23).

A necessidade de padronizar os defeitos ósseos na amostra estudada e de comparar diferentes métodos e protocolos de aquisição de imagem que utilizam radiação ionizante justificam a realização de metodologia *in vitro*. A costela bovina foi utilizada como corpo de prova, tendo em vista apresentar, radiograficamente, osso cortical e medular semelhante ao osso mandibular humano (21, 33-36).

Os resultados encontrados permitem concluir que a radiografia convencional devido ao seu desempenho diagnóstico e a baixa dose de radiação, deve ser o

exame de escolha quando se busca avaliar a interface entre osso e implante dentário. Entretanto, os exames tomográficos com voxel 0.125mm (120kVp, 37.07mAs, 26.9s, FOV 8 cm x 8 cm), por apresentarem acurácia diagnóstica semelhante aos encontrados pelas radiografias convencionais no presente estudo, podem ser utilizados com o mesmo propósito, caso o paciente disponha deste exame realizado por indicação clínica diversa. Todavia, devido a maior dose de radiação a que o paciente é exposto, o seu uso como primeiro método de investigação não é justificado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *European journal of radiology*. 2010;75(2):265-9.
2. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology : implantologist*. 1990;6(2):23-31.
3. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(1):1-9.
4. Isidor F. Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):255-64.
5. Pikner SS, Grondahl K. Radiographic analyses of "advanced" marginal bone loss around Branemark dental implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(2):120-33.
6. Pikner SS, Grondahl K, Jemt T, Friberg B. Marginal bone loss at implants: a retrospective, long-term follow-up of turned Branemark System implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(1):11-23.
7. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2000;89(5):630-7.
8. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *International endodontic journal*. 2009;42(6):463-75.

9. Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F. The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an in vivo investigation. *International endodontic journal*. 2009;42(9):831-8.
10. De Kok IJ, Thalji G, Bryington M, Cooper LF. Radiographic stents: integrating treatment planning and implant placement. *Dental clinics of North America*. 2014;58(1):181-92.
11. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(6):609-25.
12. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24 Suppl:92-109.
13. Correa LR, Spin-Neto R, Stavropoulos A, Schropp L, da Silveira HE, Wenzel A. Planning of dental implant size with digital panoramic radiographs, CBCT-generated panoramic images, and CBCT cross-sectional images. *Clin Oral Implants Res*. 2013.
14. 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.
15. 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.

16. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hammerle CH. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(4):378-83.
17. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24 Suppl A100:94-9.
18. 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 surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology.* 2012;113(6):817-26.
19. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. The SEDENTEXCT project (2008-2011). 2011;2 (Final).
20. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R, et al. E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):566-70.
21. 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.
22. 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.
23. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *Journal of periodontology.* 2006;77(7):1234-41.

24. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal*. 2006;72(1):75-80.
25. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dento maxillo facial radiology*. 2006;35(4):219-26.
26. van Daatselaar AN, van der Stelt PF, Weenen J. Effect of number of projections on image quality of local CT. *Dento maxillo facial radiology*. 2004;33(6):361-9.
27. Monsour PA, Dudhia R. Implant radiography and radiology. *Australian dental journal*. 2008;53 Suppl 1:S11-25.
28. Vizzotto MB, Silveira PF, Arus NA, Montagner F, Gomes BP, da Silveira HE. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2) canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. *International endodontic journal*. 2013;46(9):870-6.
29. da Silveira PF, Vizzotto MB, Liedke GS, da Silveira HL, Montagner F, da Silveira HE. Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2013;29(1):41-6.
30. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *Journal of endodontics*. 2009;35(2):233-5.
31. Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. *Journal of nuclear medicine technology*. 2007;35(4):213-25; quiz 26-8.
32. Provisional guidelines: Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. The SEDENTEXCT project (2008-2011). 2009;1.

33. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2006;64(10):1475-9.
34. Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;34(2):174-7.
35. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2000;90(5):574-80.
36. 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. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2012;70(7):1540-50.

ANEXOS

Tabela 1. Moda da frequência de respostas dos três examinadores para cada método de aquisição e voxel (n=74)

Escala Likert						
Sistema		1	2	3	4	5
Radiografia		35	9	3	2	25
iCat	125	38	9	0	7	20
	200	34	3	5	8	24
Kodak	076	55	8	1	4	6
	200	56	10	3	3	2

125 = resolução de voxel de 0.125 mm; 200 = resolução de voxel de 0. 200 mm; 076 = resolução de voxel de 0.076 mm

Tabela 2. Concordância intra- e inter-examinador para cada método de aquisição de imagem

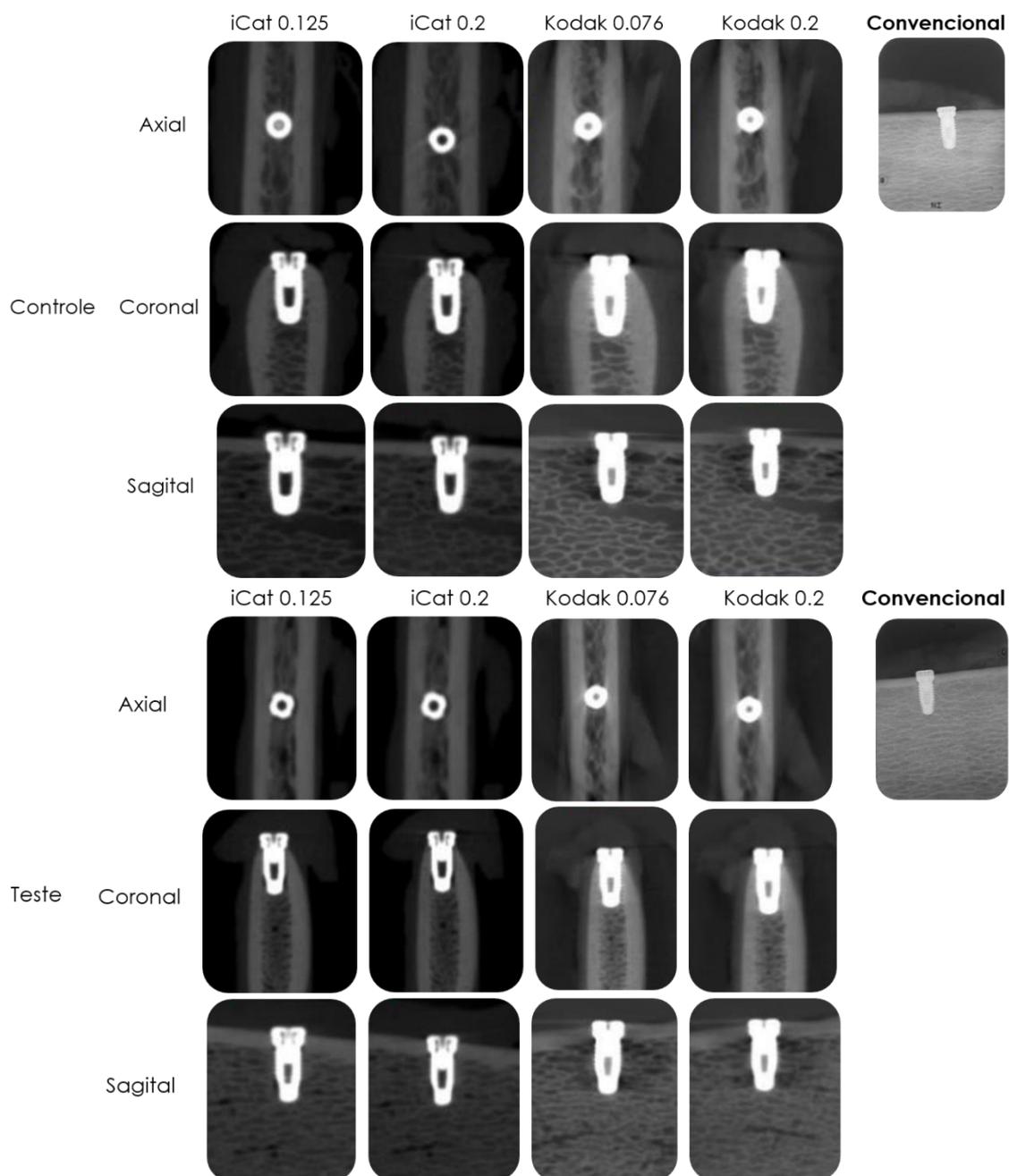
	Intra			Inter
	Ex01	Ex02	Ex03	
Radiografia	0.928	0.904	0.966	0.904
Tomo	0.915	0.928	0.738	0.743

Tabela 3. Moda da sensibilidade, especificidade e área sob a curva ROC (IC de 95%) entre os 3 examinadores para cada método de aquisição e voxel

Sistema		Sensibilidade	Especificidade	AUC (IC 95%)
Radiografia		0.730	1.000	0.963 (0.891 a 0.993) A
	125	0.703	0.973	0.885 (0.790 a 0.947) AB
iCat	200	0.730	0.865	0.840 (0.736 a 0.915) B
	076	0.270	1.000	0.711 (0.594 a 0.810) C
Kodak	200	0.135	1.000	0.743 (0.628 a 0.838) BC

125 = resolução de voxel de 0.125 mm; 200 = resolução de voxel de 0. 200 mm; 076 = resolução de voxel de 0.076 mm

Figura 1 – Exemplos das imagens tomográficas dos equipamentos iCat e Kodak com diferentes tamanhos de voxel visualizadas no Dolphin e radiografias convencionais dos grupos controle e teste.



CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo sobre a ação dos filtros de processamento nas radiografias digitais demonstrou a necessidade de desenvolvimento de um filtro específico para diagnóstico da interface osso/implante.

Investigações vêm sendo realizadas com o intuito de avaliar a acurácia do diagnóstico da interface osso/implante por meio da TCFC e verificar qual o protocolo mais adequado.

Diante das limitações do estudo *in vitro*, há necessidade de desenvolvimento de pesquisas que busquem avaliar a capacidade diagnóstica das imagens tomográficas, com protocolo de aquisição de voxel de 0.125mm, em pacientes com implantes e que tenham se submetido a este exame por outra finalidade, estabelecendo correlação com os achados clínicos

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol 2000*. 2008;47:15-26.
2. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP, et al. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone-implant interface properties. *Journal of biomechanics*. 2014;47(1):3-13.
3. Holm-Pedersen P, Lang NP, Muller F. What are the longevities of teeth and oral implants? *Clin Oral Implan Res*. 2007;18:15-9.
4. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29:197-212.
5. Fransson C, Wennstrom J, Berglundh T. Clinical characteristics at implants with a history of progressive bone loss. *Clin Oral Implan Res*. 2008;19(2):142-7.
6. Weyant RJ, Burt BA. An Assessment of Survival Rates and within-Patient Clustering of Failures for Endosseous Oral Implants. *J Dent Res*. 1993;72(1):2-8.
7. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implan Res*. 2002;13(1):1-19.
8. Jemt T, Hager P. Early complete failures of fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla: A 3-year analysis of 17 consecutive cluster failure patients. *Clinical implant dentistry and related research*. 2006;8(2):77-86.
9. Jeffcoat MK, McGlumphy EA, Reddy MS, Geurs NC, Proskin HM. A comparison of hydroxyapatite (HA) -coated threaded, HA-coated cylindrical, and titanium threaded endosseous dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2003;18(3):406-10.

10. Johansson CB, Hansson HA, Albrektsson T. Qualitative interfacial study between bone and tantalum, niobium or commercially pure titanium. *Biomaterials*. 1990;11(4):277-80.
11. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4:32-47.
12. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):381-92.
13. Heller AL, Heller RL. Clinical evaluations of a porous-surfaced endosseous implant system. *The Journal of oral implantology*. 1996;22(3-4):240-6.
14. Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dental update*. 1997;24(10):416-20.
15. Cehreli M, Sahin S, Akca K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004;32(2):123-32.
16. Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2001;3(4):204-13.
17. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2000;2(2):85-92.

18. Shi L, Li H, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K. Shape optimization of dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(6):911-20.
19. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(2):129-36.
20. Frandsen PA, Christoffersen H, Madsen T. Holding power of different screws in the femoral head. A study in human cadaver hips. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1984;55(3):349-51.
21. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant dentistry*. 2008;17(1):5-15.
22. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Jr., Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of periodontology*. 2004;75(9):1233-41.
23. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;57(5):597-607.
24. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5(4):202-6.
25. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1988;3(1):21-4.
26. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and

Vitallium implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1991;6(4):437-41.

27. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(1):24-30.

28. Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, de Wijn JR, Klein CP, de Groot K, et al. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *Journal of biomedical materials research.* 1992;26(1):119-30.

29. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491-501.

30. Al-Jetaily S, Al-Dosari AA. Assessment of Osstell and Periotest(R) systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *The Saudi dental journal.* 2011;23(1):17-21.

31. Drago CJ. A prospective study to assess osseointegration of dental endosseous implants with the Periotest instrument. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2000;15(3):389-95.

32. Olive J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1990;5(4):390-400.

33. Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1991;6(1):55-61.

34. Huang HM, Chiu CL, Yeh CY, Lin CT, Lin LH, Lee SY. Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implan Res.* 2003;14(4):437-43.

35. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants - A 20-month clinical study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;28(4):297-303.
36. Reddy MS, Wang IC. Radiographic determinants of implant performance. *Advances in dental research*. 1999;13:136-45.
37. 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 surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2012;113(6):817-26.
38. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *Journal of the American Dental Association*. 1979;98(3):373-7.
39. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;62(5):567-72.
40. De Kok IJ, Thalji G, Bryington M, Cooper LF. Radiographic stents: integrating treatment planning and implant placement. *Dental clinics of North America*. 2014;58(1):181-92.
41. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(6):609-25.
42. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic

review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24 Suppl:92-109.

43. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *European journal of radiology*. 2010;75(2):265-9.

44. Monsour PA, Dudhia R. Implant radiography and radiology. *Australian dental journal*. 2008;53 Suppl 1:S11-25.

45. Misch CE, Misch-Dietsh F, Silc J, Barboza E, Cianciola LJ, Kazor C. Posterior implant single-tooth replacement and status of adjacent teeth during a 10-year period: a retrospective report. *Journal of periodontology*. 2008;79(12):2378-82.

46. Wenzel A. Sensor noise in direct digital imaging (the RadioVisioGraphy, Sens-a-Ray, and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1994;77(1):70-4.

47. Wenzel A, Hintze H. Perception of Image Quality in Direct Digital Radiography after Application of Various Image Treatment Filters for Detectability of Dental Disease. *Dentomaxillofac Rad*. 1993;22(3):131-4.

48. Wenzel A, Moystad A. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta odontologica Scandinavica*. 2010;68(2):106-14.

49. Yalcinkaya S, Kunzel A, Willers R, Thoms M, Becker J. Subjective image quality of digitally filtered radiographs acquired by the Durr Vistascan system compared with conventional radiographs. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2006;101(5):643-51.

50. Brettle D, Carmichael F. The impact of digital image processing artefacts mimicking pathological features associated with restorations. *British dental journal*. 2011;211(4):167-70.

51. Oestmann JW, Prokop M, Schaefer CM, Galanski M. Hardware and software artifacts in storage phosphor radiography. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.* 1991;11(5):795-805.
52. Tan TH, Boothroyd AE. Überschwinger artefact in computed radiographs. *The British journal of radiology.* 1997;70(832):431.
53. Liedke GS, Spin-Neto R, Vizzotto MB, Da Silveira PF, Silveira HE, Wenzel A. Diagnostic accuracy of conventional and digital radiography for detecting misfit between the tooth and restoration in metal-restored teeth. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2015;113(1):39-47.
54. Haiter-Neto F, Casanova MS, Frydenberg M, Wenzel A. Task-specific enhancement filters in storage phosphor images from the Vistascan system for detection of proximal caries lesions of known size. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 2009;107(1):116-21.
55. Liedke GS, Spin-Neto R, da Silveira HE, Wenzel A. Radiographic diagnosis of dental restoration misfit: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation.* 2014;41(12):957-67.
56. de Azevedo Vaz SL, Neves FS, Figueiredo EP, Haiter-Neto F, Campos PS. Accuracy of enhancement filters in measuring in vitro peri-implant bone level. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(10):1074-7.
57. Analoui M. Radiographic digital image enhancement. Part II: transform domain techniques. *Dento maxillo facial radiology.* 2001;30(2):65-77.
58. 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.
59. Eickholz P, Kolb I, Lenhard M, Hassfeld S, Staehle H. Digital radiography of interproximal caries: effect of different filters. *Caries research.* 1999;33(3):234-41.

60. Eickholz P, Riess T, Lenhard M, Hassfeld S, Staehle HJ. Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol*. 1999;26(5):294-300.
61. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *Journal of periodontology*. 2006;77(7):1234-41.
62. Glass BJ. Successful panoramic radiography. Rochester, NY: Eastman Kodak Co.; 1991.
63. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2000;89(5):630-7.
64. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *International endodontic journal*. 2009;42(6):463-75.
65. Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F. The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an in vivo investigation. *International endodontic journal*. 2009;42(9):831-8.
66. Horner K, Jacobs R, Schulze R. Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiation protection dosimetry*. 2013;153(2):212-8.
67. Lawinski C, Kazantzi, M., Cole, J., Emerton, D., Clinch, P. and Mackenzie, A. Evaluation report: dental one beam computed tomography systems.: NHS Purchasing and Supply Agency. Centre for Evidence-based Purchasing; 2010.
68. Provisional guidelines: Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. The SEDENTEXCT project (2008-2011). 2009;1.

69. European Commission Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology: Evidence based guidelines, radiation protection publication 172. Luxembourg: European Commission; 2012.
70. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R, et al. E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. Clin Oral Implants Res. 2002;13(5):566-70.
71. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidlines. The SEDENTEXCT project (2008-2011). 2011;2 (Final).
72. Correa LR, Spin-Neto R, Stavropoulos A, Schropp L, da Silveira HE, Wenzel A. Planning of dental implant size with digital panoramic radiographs, CBCT-generated panoramic images, and CBCT cross-sectional images. Clin Oral Implants Res. 2013.
73. 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.
74. 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.
75. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hammerle CH. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. Clin Oral Implants Res. 2013;24(4):378-83.
76. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. Clin Oral Implants Res. 2013;24 Suppl A100:94-9.

ANEXOS

Anexo A – Aprovação no comitê de pesquisa

Dados Gerais:

Projeto N°:	26464	Título:	AVALIAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DE ARTEFATOS PRODUZIDOS POR MATERIAIS METÁLICOS NA INTERFACE OSSO E IMPLANTES DENTÁRIOS EM EXAMES POR IMAGEM E SUAS IMPLICAÇÕES NO DIAGNÓSTICO	
Área de conhecimento:	Radiologia Odontológica	Início:	15/05/2014	Previsão de conclusão: 30/04/2016
Situação:	Projeto em Andamento			
	Não possui projeto pai		Não possui subprojetos	
Origem:	Faculdade de Odontologia Programa de Pós-Graduação em Odontologia	Projeto da linha de pesquisa: DIAGNÓSTICO DE AFECÇÕES BUCO-FACIAIS		
Local de Realização:	não informado	Projeto sem finalidade adicional Projeto não envolve aspectos éticos		
Não apresenta relação com Patrimônio Genético ou Conhecimento Tradicional Associado.				

O desenvolvimento da Radiologia Odontológica no âmbito da tecnologia digital trouxe diversas vantagens aos profissionais da área e, hoje, as radiografias digitais são aceitas como equivalentes ao método convencional. Da mesma forma, o desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) aumentou a utilização dos exames tridimensionais pelos cirurgiões-dentistas. Entretanto, frente a materiais metálicos, é observada a formação de artefatos na imagem tomográfica, bem como nas radiografias digitais após a aplicação de filtros, podendo simular alterações patológicas ou desadaptações sob restaurações e próteses. Quando implantes dentários são avaliados, não existem estudos que investiguem tal relação. Portanto, o presente projeto tem como objetivo analisar a interferência provocada por materiais metálicos na capacidade diagnóstica por meio de diferentes métodos de investigações por imagem - radiografia periapical convencional e digital, radiografias panorâmica convencional e digital, e TCFC - na avaliação da interface osso / implante, a fim de identificar o melhor protocolo para análise dessas situações. Para isso, serão utilizados 148 implantes de titânio. No Grupo 1, os implantes de titânio serão inseridos em íntima relação com as paredes ósseas, obtendo-se a estabilidade primária, que é a mesma alcançada após a osseointegração. A estabilidade do implante será testada por meio do equipamento Ostell ISQ (Integration Diagnostics Ltd., Göteborgsvägen, Suécia) que promove a medição da estabilidade de implantes dentários por meio de Análise da Frequência de Ressonância. No Grupo 2, será confeccionado um preparo ósseo que promova um espaço de 0,125 mm entre o osso e o implante de titânio, simulando falha no processo de osseointegração. Os implantes serão instalados, segundo o protocolo do fabricante, em mandíbulas de suínos. As tomadas radiográficas periapicais serão realizadas com filme convencional e com o sistema digital Vista Scan® de placa de fósforo da Durr Dental, a radiografias panorâmicas serão obtidas por meio de 2 equipamentos, o sistema convencional Dabi Atlante HF100 e o sistema digital Kodak 8000C. As imagens volumétricas serão adquiridas com um tomógrafo i-CAT e em um tomógrafo KODAK 9000 3D. As imagens dos sistemas digitais serão investigadas com e sem a utilização dos filtros disponibilizados pelo fabricante e as tomografias serão salvas em formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) e analisadas no software Dolphin com diferentes espessuras de reconstrução. Todas as imagens serão avaliadas por três examinadores cegos, que utilizarão uma escala Likert de cinco pontos, variando de (1) definitivamente há justaposição osso/implante (osseointegração) a (5) definitivamente não há justaposição (fibrointegração). Os resultados serão expressos por meio das medidas de Kappa, Kappa Ponderado, sensibilidade e especificidade. O projeto apresenta mérito científico, portanto somos pela aprovação.