



**SERGIO LINS DE AZEVEDO VAZ**

**“DETECTION OF PERIIMPLANT FENESTRATION AND DEHISCENCE  
USING CBCT - AN IN VITRO STUDY”**

**“DIAGNÓSTICO TOMOGRÁFICO DE FENESTRAÇÃO E DEISCÊNCIA  
PERI-IMPLANTAR – ESTUDO IN VITRO”**

**PIRACICABA**

**2013**

**i**





**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**SERGIO LINS DE AZEVEDO VAZ**

**“DETECTION OF PERIIMPLANT FENESTRATION AND DEHISCENCE USING  
CBCT - AN IN VITRO STUDY”**

**Orientador: Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**

**“DIAGNÓSTICO TOMOGRÁFICO DE FENESTRAÇÃO E DEISCÊNCIA PERI-  
IMPLANTAR – ESTUDO IN VITRO”**

**Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Radiologia  
Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de  
Campinas para obtenção do título de Doutor em Radiologia Odontológica, na área de  
Radiologia Odontológica**

**Doctorate thesis presented to the Oral Radiology Postgraduation  
Programme of the Piracicaba Dental School of the University of Campinas to  
obtain the Ph.D. grade in Oral Radiology, in the Oral Radiology area**

**ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE  
DEFENDIDA PELO ALUNO SERGIO LINS DE AZEVEDO VAZ,  
E ORIENTADA PELO PROF. DR. FRANCISCO HAITER NETO**

---

**Assinatura do Orientador**

**PIRACICABA**

**2013**

**iii**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

V477d Vaz, Sergio Lins de Azevedo, 1984-  
Diagnóstico tomográfico de fenestração e deiscência peri-  
implantar – Estudo in vitro / Sergio Lins de Azevedo Vaz. --  
Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Francisco Haiter Neto.  
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Tomografia computadorizada. 3.  
Intensificação de imagem radiográfica. I. Haiter Neto, Francisco,  
1964- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

**Título em Inglês:** Detection of periimplant fenestration and dehiscence using  
CBCT - An in vitro study

**Palavras-chave em Inglês:**

Dental implants

Computed tomography

Radiographic image enhancement

**Área de concentração:** Radiologia Odontológica

**Titulação:** Doutor em Radiologia Odontológica

**Banca examinadora:**

Francisco Haiter Neto [Orientador]

Cláudio Costa

Karina Gonzales Silvério Ruiz

Izabel Regina Fischer Rubira de Bullen

Jose Ricardo de Albergaria Barbosa

**Data da defesa:** 14-03-2013

**Programa de Pós-Graduação:** Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 14 de Março de 2013, considerou o candidato SERGIO LINS DE AZEVEDO VAZ aprovado.

Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO

Prof. Dr. CLÁUDIO COSTA

Profa. Dra. KARINA GONZALES SILVÉRIO RUIZ

Profa. Dra. IZABEL REGINA FISCHER RUBIRA DE BULLEN

Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



### **A Deus**

como ação de graças por apontar os caminhos a serem seguidos.



## AGRADECIMENTOS

A Deus, por toda a proteção e direcionamento. Por fazer tudo acontecer exatamente como aconteceu.

À minha mãe, **Luciana Carla Lins Ribeiro da Costa**, pelo incentivo ao estudo, exemplo de perseverança e abnegação. Ao meu pai, **Sérgio de Azevedo Vaz**, por investir em meus sonhos. À minha irmã, **Laiza Lins de Azevedo Vaz**, grande amiga de toda a vida.

Aos meus avós, **Tereza de Lisieux Ribeiro da Costa** e **José Ribeiro da Costa** (*in memorium*), por terem construído a família incrível que temos. À minha madrinha, **Ana Inês Lins Ribeiro da Costa**, pelos valores éticos e retidão de caráter. À tia “**Teté**” **Lins Ribeiro da Costa**, pelo maior exemplo de dedicação ao magistério.

À minha única e grande família, tios e primos, pelo amor, união, companheirismo e risadas.

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do Magnífico Reitor **Prof. Dr. Fernando Ferreira Costa**. À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor, **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior**.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, pela disponibilidade e humildade em transmitir o conhecimento adquirido sem qualquer reserva. Agradeço toda a atenção durante a pós-graduação, seja na resolução de dúvidas, elucidação de casos clínicos, bem como na preparação para concurso público e a execução deste trabalho. Muito obrigado por nos exigir excelência, pois isso nos torna melhores pessoal e profissionalmente. O senhor será sempre o meu grande exemplo de professor!

Ao **Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo**, verdadeira inspiração para todos nós, seus alunos, por tamanha sabedoria e grandeza pessoal.

À **Prof.ª Dr.ª Solange Maria de Almeida, Prof.ª Dr.ª Luciana Asprino e Prof.ª Dr.ª Deborah Queiroz de Freitas França**, pela disponibilidade e dedicação em sugerir modificações a este trabalho no exame de qualificação. Agradeço, ainda, à **Prof.ª Dr.ª Deborah Queiroz de Freitas França** todo o apoio e aconselhamento na etapa preparatória para concurso público, bem como em diversos momentos que precisei. Sua ajuda foi fundamental! Muito obrigado!

Ao **Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos**, meu orientador de mestrado, pelos ensinamentos transmitidos, estímulo e apoio ao caminho acadêmico.

À **Universidade Federal do Espírito Santo (UFES)** na pessoa do **Magnífico Reitor Reinaldo Centoducatte**, ao **Centro de Ciências da Saúde** representado pela Diretora **Prof.ª Dr.ª Gláucia Rodrigues Abreu**, ao **Instituto de Odontologia da UFES (IOUFES)** na pessoa de seu Superintendente **Prof. Dr. Ranulpho Gianórdoli**, e ao Departamento de Clínica Odontológica na pessoa de sua Chefe **Prof.ª Dr.ª Marly Almeida Saleme do Valle** e do Chefe em exercício, **Prof. Dr. Alfredo Feitosa**, por fornecer subsídios essenciais à honra de poder retornar a esta instituição, que tanto estimo.

Ao **Prof. Dr. Hudson Carneiro de Paula** e **Prof.ª Dr.ª Tereza Cristina Rangel Pereira**, por apoiarem minha vinda à FOP/UNICAMP, que se encerra com o retorno à minha instituição de origem, acompanhado da responsabilidade e do desejo de lutar pelo melhor à evolução e integridade da disciplina que construíram na UFES.

À **Prof.ª Dr.ª Liliana Aparecida Pimenta de Barros, Prof.ª Dr.ª Rosa Maria Lourenço Carlos Maia e Prof.ª Dr.ª Tânia Regina Grão Velloso**, que me incentivaram a percorrer o caminho acadêmico desde um programa de monitoria na outrora disciplina Patologia e Diagnóstico Oral, e a quem agora tenho a honra de retribuir sob a forma de resultado. Muito obrigado por toda a confiança em mim depositada!

Àqueles que guiaram minha caminhada na UFES, em especial à **Prof. Dr.ª Lúcia de Fátima Emery Paixão Ferreira, Prof.ª Dr.ª Maria Helena Monteiro de Barros Miotto e Prof. Dr. Francisco Carlos Ribeiro**. Agradeço, também, a todos os meus colegas de graduação.

Aos professores do curso de especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia da Fundectó – USP, **Prof. Dr. Cesar Ângelo Lascala**, **Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira** e **Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalvanti**, pelos ensinamentos.

À **Dra. Tereza Júlia Pacheco Heringer**, grande responsável pela minha iniciação na Radiologia Odontológica. Agradeço também à **Dra. Vanessa Mansk Pitanga** e **Dra. Liliane Loureiro Moro Celestino** pela oportunidade de vivenciar a especialidade.

Aos técnicos e funcionários da Clínica de Radiologia Odontológica da FOP/UNICAMP, **Waldeck Ribeiro Moreira**, **José Fernando Souza Andrade** e **Giselda Heliete Gonçalves**, e à nossa super-secretária **Luciane Aparecida Duarte Sattolo**, pela dedicação e comprometimento em auxiliar e atender a todos os alunos da pós-graduação de forma tão atenciosa. Agradeço também a todos os funcionários da FOP/UNICAMP.

Aos inesquecíveis amigos e colegas que conheci na FOP/UNICAMP, pela valiosa convivência, aprendizado mútuo e amizade construída. Agradeço especialmente aos amigos **Anne Caroline Costa Oenning**, **Karla Rovaris**, **Karla de Faria Vasconcelos**, **Pedro Henrique Freitas** e **Phillipe Nogueira Barbosa Alencar**, por toda paciência, confiança e amizade incondicional, a qual pretendo manter por toda a vida. Sentirei muitas saudades do tempo que compartilhamos juntos!

Aos amigos **Adelizi Nataly Ribeiro**, **Alice Angra Oneida**, **André Giuriatto**, **Arthur Dubberstein**, **Gustavo Giuriatto**, **Ricardo Lorenzon**, **Suzana de Alvarenga Lourete** e **Vagner Benezath**, por me apoiarem desde o início e por entenderem minha ausência.

À Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal (**CAPES**), pela bolsa de Doutorado concedida.

À **Neodent** e ao **Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO)**, por fornecerem o material utilizado nesta pesquisa.



*“You can't always get what you want.  
But if you try sometimes, you just might  
find you get what you need.”*

*“Nem sempre você pode ter o que quer.  
Mas se você tentar pode encontrar o que  
precisa.”*

(Rolling Stones)



## RESUMO

O presente estudo se propôs a avaliar a influência do tamanho de voxel e giro de escaneamento na detecção tomográfica de fenestração e deiscência peri-implantar, além do uso de filtros de imagem na detecção da deiscência peri-implantar. Em fragmentos de costelas bovinas, foram criados defeitos que simulariam fenestração e deiscência peri-implantar após a instalação de 100 implantes de titânio. As imagens foram adquiridas no tomógrafo computadorizado de feixe cônico *i-CAT Next Generation*, empregando FOV de 8 x 8 cm e três protocolos: A- voxel de 0,2 mm, giro de escaneamento de 180°; B- voxel de 0,2 mm, giro de 360°; C- voxel de 0,12 mm, giro de 360°. Cinco filtros do programa *XoranCat* foram testados: *Angio Sharpen High 5x5*, *Shadow*, *Sharpen 3x3*, *Sharpen Mild* e *Smooth*. Três cirurgiões-dentistas radiologistas identificaram a presença ou ausência dos defeitos. Curvas ROC foram criadas e os valores de área sob a curva (Az) comparados utilizando a Análise de Variância (ANOVA), com teste *post hoc* de *Bonferroni* (alfa de 5%). O teste de *McNemar* foi utilizado para comparar imagens (originais e com filtros) versus padrão ouro, bem como imagens originais versus imagens com filtros. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os valores de Az dos protocolos B e C em relação ao protocolo A ( $p < 0,01$ ) para deiscência. Houve diferenças estatisticamente significantes ( $p < 0,01$ ) entre as imagens originais e o filtro *Shadow* em relação ao padrão ouro, bem como entre todos os filtros testados em relação às imagens originais. Concluiu-se que os tamanhos de voxel testados não influenciaram no diagnóstico de ambos os defeitos, enquanto que o giro de escaneamento completo (360°) foi melhor para deiscência. Diante da maior dificuldade no diagnóstico tomográfico de deiscência peri-implantar, o uso dos filtros de imagem testados é aconselhado, com exceção do filtro *Shadow*.

Palavras-chave: Implantes dentários, Tomografia computadorizada, Intensificação de imagem radiográfica



## ABSTRACT

This study set out an assessment of the effects of two voxel sizes and scan modes of cone-beam computed tomography (CBCT) in periimplant fenestration and dehiscence detection. It also aimed to investigate whether CBCT filters would enhance the diagnosis of periimplant dehiscence. One hundred titanium implants were placed in bovine ribs in which periimplant fenestration and dehiscence were simulated. The images were acquired using the i-CAT Next Generation CBCT unit, with a FOV of 8 x 8 cm and the following protocols: A- 0.2 mm voxel size half-scan (180°); B- 0.2 mm voxel size full-scan (360°); and C- 0.12 mm voxel size full-scan (360°). Five filters of the XoranCat software were tested: Angio Sharpen High 5x5, Shadow, Sharpen 3x3, Sharpen Mild and Smooth. Three oral radiologists performed a dynamic evaluation of the presence/absence of the defects and ROC curves were created. The values of the area under the curve (Az) were compared with ANOVA and Bonferroni *post-hoc* test. The significance level was adopted at 5%. The McNemar test was applied to perform two comparisons in order to identify disagreements. All the enhanced and the original images were compared with the gold-standard and the original images were compared to the enhanced ones. The protocol A had significantly lower Az values than those obtained with the protocols B and C ( $p < 0.01$ ) for dehiscence. The original images and the Shadow filter were statistically different from the gold-standard ( $p < 0.01$ ). All the enhanced images also had statistically significant differences from the original images ( $p < 0.01$ ). In conclusion, the voxel sizes did not influence in periimplant fenestration and dehiscence detection but the full-scan (360°) performed better than the half-scan for dehiscence. The use of enhancement CBCT filters for dehiscence detection is advised, with the exception of the Shadow filter.

Keywords: Dental implants, Computed tomography, Radiographic image enhancement



## SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 1: Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. .....	7
CAPÍTULO 2: Enhancement CBCT filters improve in vitro periimplant dehiscence detection.....	31
DISCUSSÃO.....	53
CONCLUSÃO.....	59
REFERÊNCIAS .....	61
APÊNDICE 1: Metodologia expandida .....	69
APÊNDICE 2: Versão do artigo “ <i>Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device</i> ” em português.....	75
APÊNDICE 3: Versão do artigo “ <i>Enhancement CBCT filters improve in vitro periimplant dehiscence detection</i> ” em português .....	95
ANEXO 1: Aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo CEP da FOP-UNICAMP.....	113
ANEXO 2: Carta de confirmação da submissão do artigo intitulado “ <i>Enhancement CBCT filters improve in vitro periimplant dehiscence detection</i> ” ao periódico <i>Journal of Periodontology</i> .....	114
ANEXO 3: Normas para submissão de artigos originais ao periódico <i>Journal of Periodontology</i> .....	115
ANEXO 4: Declaração de não-infração dos dispositivos da Lei nº 9.610/98.....	123



## 1. INTRODUÇÃO

O tratamento com implantes dentários constitui-se em modalidade bem estabelecida na área da Reabilitação Oral. Dentre os critérios adotados para determinar o sucesso ou insucesso longitudinal do procedimento, destaca-se a cobertura óssea ao redor do implante instalado. É recomendável que haja uma espessura óssea mínima de 1 mm ao redor do implante (Blanco J *et al.*, 2005), requisito mais facilmente alcançado quando a espessura do rebordo alveolar que receberá os implantes seja de ao menos 6 mm. Entretanto, em rebordos estreitos no sentido vestibulo-lingual, as complicações mais comuns são as deiscências e fenestrações peri-implantares (Nevins & Mellonig, 2003). A primeira é determinada quando o implante apresenta-se descoberto desde sua porção cervical; enquanto que a segunda caracteriza-se pela ausência de osso em parte do implante cuja porção cervical apresenta cobertura óssea (Lang *et al.*, 2003). Ambos os defeitos ocorrem nas corticais vestibulares e/ou linguais/palatinas adjacentes aos implantes dentários.

O posicionamento incorreto do implante também pode levar à ocorrência de fenestrações e deiscências, as quais podem ser constatadas ainda na etapa transcirúrgica. Frente a tal situação, o cirurgião pode lançar mão de procedimentos de Regeneração Óssea Guiada (ROG), com a utilização de enxertia óssea, associada ao uso de membranas sintéticas reabsorvíveis ou não (Chiapasco & Zaniboni, 2009). Entretanto, defeitos pequenos não necessariamente requerem tratamento (Quirynen & Lekholm, 2010) e o recobrimento ósseo de implantes que possuíam defeitos do tipo deiscência sem o uso da ROG já foi demonstrado (Schwartz *et al.*, 2007; Villa *et al.*, 2010). É importante destacar, porém, que a ocorrência de fenestrações e deiscências pode aumentar o risco de falha do tratamento (Chiapasco & Zaniboni, 2009), uma vez que o desenvolvimento de recessão gengival interfere na estética e higiene local, deficiência que pode resultar em perda óssea e perda do implante em longo prazo. Além disso, o mau-posicionamento do implante

resultando em falta de cobertura óssea adequada pode estar associado à dor local (Gröndahl & Gröndahl, 2010). Assim, o diagnóstico precoce possui considerável importância (Mengel *et al.*, 2006).

Quando não são detectados no transcirúrgico, os exames por imagem podem auxiliar na identificação de defeitos do tipo fenestração e deiscência. As radiografias periapicais segundo a técnica do paralelismo representam modalidade de primeira escolha na preservação pós-operatória em implantodontia, pois permitem uma adequada constatação da ocorrência de osteointegração, radioluscências peri-implantares e determinação da distância ombro do implante–crista óssea alveolar (de Smet *et al.*, 2002; Wakoh *et al.*, 2006). Contudo, a avaliação das corticais vestibulares e linguais/palatinas adjacentes aos implantes dentários não é possível nas radiografias periapicais, uma vez que se sobrepõem nessa modalidade de imagem bidimensional (Angelopolous & Agahaloo, 2011). Por esse fator, exames tridimensionais como a Tomografia Computadorizada (TC) tornam-se métodos de exame por imagem de escolha quando tais situações necessitam ser investigadas, uma vez que já se mostraram acurados na detecção e mensuração de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares dos tipos fenestração e deiscência (Mengel *et al.*, 2005; Mengel *et al.*, 2006; Leung *et al.*, 2010). Além disso, o emprego da TC na fase de planejamento em Implantodontia permite uma acurada determinação da espessura, altura e conformação anatômica do rebordo; além da sua relação com estruturas anatômicas de importância, como o canal mandibular.

Modalidade de imagem disponível desde 1972, quando o engenheiro Godfrey Newbold Hounsfield e o físico Allan McLeod Cormack desenvolveram o primeiro tomógrafo computadorizado no *Atkinson Morley's Hospital* (Londres, Inglaterra) (Hounsfield, 1973), a TC permite a visualização tridimensional de estruturas, livre de sobreposição por meio de imagens seccionais. Existem duas modalidades bem diferenciadas pela forma geométrica do feixe de radiação X empregado: 1) TC de feixe em leque ou *fan beam*; 2) TC de feixe cônico ou *cone beam*, com maior aplicação em

Odontologia após o desenvolvimento dos primeiros equipamentos odontológicos (Mozzo *et al.*, 1998; Arai *et al.*, 1999). As diferenças no formato do feixe nessas modalidades determinam importantes particularidades pertinentes ao princípio de aquisição das imagens. Na TC de feixe em leque (TCFL), esse processo comumente ocorre pela união de cortes axiais sequenciais, adquiridos em espessura previamente determinada, que são reformatados pelo computador ou *workstation* de aquisição nas reconstruções multiplanares (MPR) coronais e sagitais. Por outro lado, a aquisição das imagens na TC de feixe cônico (TCFC) é volumétrica, isto é, todo o volume é primeiramente adquirido pelo computador, que posteriormente realiza a reformatação em MPR. A aquisição do volume ocorre a partir da união de múltiplas imagens bidimensionais (imagens base ou *frames*), adquiridas em diferentes graus de rotação do conjunto fonte de radiação–detector de imagem (Scarfe & Farman, 2008).

Tanto a TCFL quanto a TCFC não são comumente utilizadas como exames de rotina na avaliação pós-operatória de implantes dentários, devido à produção de artefatos, que podem gerar uma errônea conclusão quanto à presença de doenças peri-implantares (Angelopolous & Agahaloo, 2011). O termo Artefato é utilizado para definir qualquer imagem não relacionada ao objeto examinado, existindo uma série de fontes produtoras de artefatos de imagem em TC, dentre as quais se destacam os objetos metálicos. Sabe-se que, ao atravessar um objeto de alta densidade física e alto número atômico (ex.: metais e ligas leves como o titânio), o feixe de radiação X polienergético adquire energia média maior. Esse feixe de maior energia é registrado pelo detector de imagem, gerando erros de leitura, com atribuição de um valor de cinza muito alto e consequente formação de imagens hipodensas em regiões adjacentes aos objetos metálicos, que não seriam tão facilmente atravessadas pelo feixe primário. Esse mecanismo, denominado de fenômeno de endurecimento do feixe (do inglês *beam-hardening*) produz hipodensidades mais pronunciadas nas imagens de TCFL do que naquelas adquiridas pela TCFC, justamente pelo aspecto volumétrico de aquisição das imagens (Schulze *et al.*, 2010; Schulze *et al.*, 2011). Dentre outras desvantagens, a maior

produção de artefatos e dose de radiação empregada na TCFL contribuíram para uma preferência pela TCFC em Odontologia.

Especula-se que o aumento no número de imagens base adquiridas durante o giro de escaneamento realizado pelo conjunto fonte–detector possa melhorar a qualidade das imagens reformatadas, por fornecer maior quantidade de informações ao computador durante o processo de reconstrução das imagens (Scarfe & Farman, 2008; Schulze *et al.*, 2010). No entanto, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na comparação entre diferentes parâmetros de grau de rotação, na mensuração de sítios para implante (Dawood *et al.*, 2012; Neves *et al.*, 2012), detecção de periapicopatias (Lennon *et al.*, 2011) e reabsorções radiculares externas (Durack *et al.*, 2011).

Outro parâmetro de aquisição relevante com relação à qualidade das imagens tomográficas é o tamanho do voxel, o qual está inversamente relacionado à resolução espacial da imagem tomográfica, por representar a menor unidade formadora desse tipo de imagem (Scarfe & Farman, 2008). Assim, menores tamanhos de voxel produzem imagens com maior grau de detalhe e nitidez, características diretamente relacionadas à resolução espacial. Uma série de estudos na literatura demonstra diferentes conclusões a respeito da influência do tamanho do voxel na capacidade de diagnóstico de diversas condições. Ora são observadas diferenças estatisticamente significantes entre as imagens (Wenzel *et al.*, 2009; Melo *et al.*, 2010; Kamburoglu & Kursun, 2010; Bauman *et al.*, 2011), ora não (Liedke *et al.*, 2009; Kamburoglu *et al.*, 2010; Ozer *et al.*, 2011; da-Silveira *et al.*, 2012; Torres *et al.*, 2012; Cheung *et al.*, 2012; Waltrick *et al.*, 2013).

Além dos parâmetros de aquisição descritos acima, algoritmos matemáticos utilizados durante a fase de reconstrução das imagens tomográficas podem beneficiar a qualidade das imagens e menor formação de artefatos metálicos (Mahnken *et al.*, 2003; Bechara *et al.*, 2012). Também algoritmos aplicados durante a fase de visualização – os filtros de imagem – podem beneficiar substancialmente a qualidade das imagens tomográficas (Távora, 2010). Os filtros de imagem constituem-se em ferramentas

disponíveis nos programas visualizadores de imagens radiográficas e tomográficas digitais, que atuam realçando aspectos não prontamente visíveis na imagem original (Borg *et al.*, 2000). Resultam, portanto, em versões das imagens originais melhoradas de acordo com um objetivo de diagnóstico específico (White & Pharoah, 2007). Assim, existem filtros especificamente destinados à detecção de lesões cariosas, diagnóstico periodontal e endodôntico, por exemplo.

Dentre os filtros de imagem disponíveis, destacam-se os filtros de nitidez ou realce e filtros de suavização. Os primeiros aumentam a nitidez das imagens, realçando os limites entre os pixels e aumentando as diferenças entre os tons de cinza. Sua aplicação resulta em limites anatômicos mais nítidos, porém o ruído ou granulação das imagens também é aumentado. Outra forma de atuação desse tipo de filtro na imagem se dá pela subdivisão de seus pixels em matrizes de 3 x 3, 5 x 5, e assim por diante (Wenzel *et al.*, 2009). Por outro lado, os filtros de suavização resultam em imagens mais homogêneas, mediante equalização entre os tons de cinza da imagem e suavização dos limites dos pixels, com conseqüente redução no ruído da imagem (Haite-Neto *et al.*, 2009).

Diante do exposto, o presente trabalho se propôs a determinar a influência do tamanho de voxel e giro de escaneamento no diagnóstico de fenestração e deiscência peri-implantar, bem como da utilização de filtros de imagem no diagnóstico da deiscência peri-implantar. Este trabalho foi desenvolvido no formato alternativo, conforme Deliberação número 002/06 da Comissão Central de Pós-Graduação (CCPG) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), que permite a inclusão de artigos já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas como capítulos da tese.



## 2. CAPÍTULO 1

### **Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device**

Sergio Lins de-Azevedo-Vaz, DDS, MS,<sup>a</sup> Karla de Faria Vasconcelos, DDS, MS,<sup>a</sup> Frederico Sampaio Neves, DDS, MS,<sup>a</sup> Saulo Leonardo Sousa Melo, DDS, MS,<sup>a</sup> Paulo Sérgio Flores Campos, DDS, MS, PhD,<sup>b</sup> and Francisco Haiter-Neto, DDS, MS, PhD<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil.

<sup>b</sup>Department of Oral Radiology, Division of Oral Radiology, School of Dentistry, Federal University of Bahia, Salvador, Bahia, Brazil.

Neodent supplied the implants used in this research.

Statement of clinical relevance: This paper presents relevant data regarding the impairment caused by the artefacts induced by titanium in the diagnosis of periimplant cortical defects. This difficulty has not been previously measured, and CBCT parameters have not been previously tested to minimize these artefacts.

Received for publication Jun 7, 2012; return for revision Oct 9, 2012; accepted for publication Oct 15, 2012.

**\*Artigo publicado no periódico *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, volume 115, número 1, Janeiro de 2013.**

<http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2012.10.003>

## **ABSTRACT**

**Objective:** To assess the accuracy of cone-beam computed tomography (CBCT) in periimplant fenestration and dehiscence detection, and to determine the effects of 2 voxel sizes and scan modes.

**Study Design:** One hundred titanium implants were placed in bovine ribs in which periimplant fenestration and dehiscence were simulated. CBCT images were acquired with the use of 3 protocols of the i-CAT NG unit: A) 0.2 mm voxel size halfscan (180°); B) 0.2 mm voxel size full-scan (360°); and C) 0.12 mm voxel size full scan (360°). Receiver operating Characteristic curves and diagnostic values were obtained. The Az values were compared with the use of analysis of variance.

**Results:** The Az value for dehiscence in protocol A was significantly lower than those of B or C ( $P < .01$ ). They did not statistically differ for fenestration ( $P > .05$ ).

**Conclusions:** Protocol B yielded the highest values. The voxel sizes did not affect fenestration and dehiscence detection, and for dehiscence full-scan performed better than half-scan. (Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2013;115:121-127)

**Keywords:** Dental implants; peri-implantitis; cone-beam computed tomography; artifacts.

## INTRODUCTION

In the literature it has been seen that it is necessary to have at least 1 mm of bone around the implant if the treatment is to be successful.<sup>1</sup> However, unfavorable anatomic conditions can cause insufficient bone volume and result in incorrect positioning of the implant, which leads to the occurrence of complications such as cortical bone defects, including fenestrations and dehiscences. Periimplant dehiscence is characterized by the absence of bone initiating from the cervical portion of the implant. The absence of bone in part of the implant, with bone at the coronal portion, is called periimplant fenestration. Dehiscence and fenestration may be caused by incorrect placement of the implant during surgery, and, in addition, there could be 2 other etiologic factors involved: excessive loading, and inflammation caused by biofilm. These defects prevent the implant surface from being completely covered, thereby compromising esthetics and hygiene.<sup>1</sup> An early diagnosis of periimplant bone defects is of paramount importance, because such defects can lead to gingival recession and bone and implant loss.<sup>2</sup>

Currently, the intraoral periapical radiograph using the long-cone paralleling technique is the standard method for the longitudinal assessment of dental implants. This technique uses low radiation doses and involves lower costs. It can be done chairside<sup>3</sup> and provides sufficient accuracy for postoperative implant assessment.<sup>4-6</sup> However, the periapical radiograph is limited in that it only provides 2-dimensional images, which are unhelpful when determining whether or not periimplant fenestration or dehiscence is present, because only interproximal bone assessment is possible.<sup>7</sup> Cone-beam computed

tomography (CBCT) provides 3-dimensional images of the cortical bone adjacent to the dental implant, which allows for complete visualization of the vestibular and lingual cortical plates. Therefore, reentry procedures to assess bone around dental implants, as in periimplant fenestration and dehiscence cases, could be avoided by using CBCT examinations.<sup>3</sup>

The literature has stated that the postoperative assessment of dental implants with the use of CBCT is compromised by the artefacts induced by titanium, i.e., beam-hardening artefacts.<sup>7</sup> It is known that voxel size and scan mode (180°/360°) can both benefit CBCT image quality and improve the diagnosis of certain conditions.<sup>8-13</sup> However, the effect of these exposure parameters in beam-hardening artefact reduction and in the detection of periimplant cortical defects has not been studied. The accuracy of CBCT in diagnosing periimplant fenestration and dehiscence also has not been determined, even though it had been for the dental counterparts.<sup>2,14</sup>

Against this background, the present study set out to assess the accuracy of CBCT in the diagnosis of periimplant fenestration and dehiscence and to determine the effects of 2 small voxel sizes and 2 scan modes of a CBCT unit. The variables in the study were the presence/absence of fenestration and dehiscence, and the factors in the study were voxel size and scan mode.

## **MATERIALS AND METHODS**

This study design received full approval from the local Research Ethics Committee at the Piracicaba Dental School, State University of Campinas (protocol 084/2011). With a standard preparation machine<sup>15</sup> and a spherical bur (3017HL; KG Sorensen, São Paulo, SP, Brazil), an operator performed defects to simulate fenestration and dehiscence in fragments of fresh bovine ribs. These defects were 2.5 mm in diameter, with an elliptic form for fenestration and a half-elliptic form for dehiscence. Bovine ribs were used to simulate the alveolar bone tomographic aspect.<sup>16</sup>

The dehiscence defects were created on an edge of the bovine rib, which would correspond to the cervical portion of the implant to be placed. The fenestration defects were performed at 10 mm from the rib edge, to correspond to the apical portion of the implant. The defects were randomly distributed over the cervical and/or apical sites. After all the defects had been created, an oral surgeon with experience in implant dentistry placed 100 3.75 X 11 mm titanium implants (Titamax; Neodent, Curitiba, PR, Brazil) in the ribs.

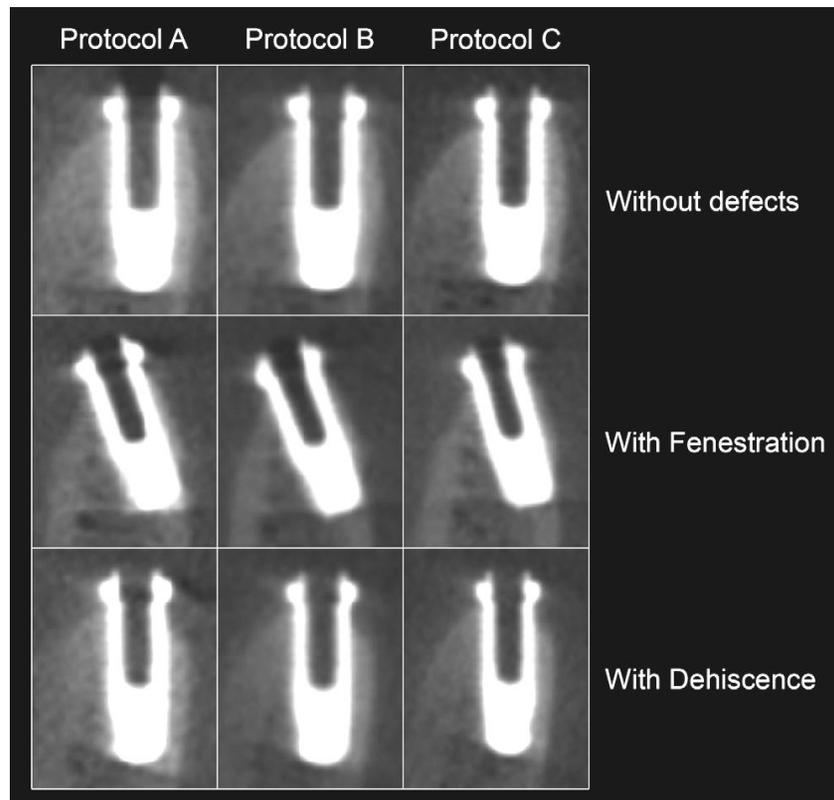
The ribs with the implants were then placed in a container with water to simulate soft tissue attenuation, and CBCT acquisition was performed with the i-CAT Next Generation (NG) unit (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) with a field of view (FOV) size of 8 X 8 cm. Three protocols were used: 0.2 mm voxel size half-scan (180°) (protocol A), 0.2 mm voxel size full-scan (360°) (protocol B), and 0.12 mm voxel size full scan (360°) (protocol C). Their specifications and exposure parameters are described in Table I. The final sample comprised 100 sites for evaluation of fenestration (50 with

defects and 50 without) and 100 sites for the evaluation of dehiscence (50 with defects and 50 without). Figure 1 illustrates examples of implants with and without defects.

**Table I.** Exposure parameters specifications of the protocols tested

<i>Protocol</i>	<i>Voxel</i>	<i>Scan</i>	<i>Exposure time</i>	<i>mAs</i>
A	0.2 mm	180°	14.7 s	20.27
B	0.2 mm	360°	26.9 s	37.07
C	0.12 mm	360°	26.9 s	37.07

The kilovoltage and miliamperage parameters were set at 120 and 5, respectively.



**Fig. 1.** CBCT sagittal slices showing implants with and without defects. Protocol A: 0.2 mm voxel size, half-scan (180°); protocol B: 0.2 mm voxel size, full-scan (360°); protocol C: 0.12 mm voxel size, full-scan (360°).

Three oral radiologists with at least 3 years' experience in CBCT were previously calibrated for the experiment. They blindly evaluated all the images in Xorancat software version 3.0.34 (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI), under dim lighting conditions. They could adjust brightness and contrast and use the zoom tool, but task-specific filters were not permitted. The evaluation adopted a 5-point scale for presence/absence of defects (1, definitely absent; 2, probably absent; 3, uncertain; 4, probably present; 5, definitely present). The images were reevaluated after 30 days. Inter- and intraobserver agreements were calculated with the use of the kappa test (poor agreement, 0.40; moderate agreement, 0.40-0.59; good agreement, 0.60-0.74; excellent agreement, 0.75-1.00).

The responses were tabulated with the criterion standard (obtained through a macroscopic analysis of the bovine ribs) and plotted into a web-based calculator for receiver operating characteristic (ROC) curves (Russell H. Morgan Department of Radiology and Radiological Science, Johns Hopkins University, Baltimore, MD).<sup>17</sup> The ROC analysis was performed by pooling observer responses, and the diagnostic values of the protocols tested were calculated. The areas under the ROC curves (Az values) in the protocols were compared with the use of 1-way analysis of variance (ANOVA) with the Bonferroni post hoc test, adopting a 5% significance level. The null hypothesis assumed no statistical difference between scan modes (protocols A and B) or between voxel sizes (protocols B and C). Reliability statistics and ANOVA were performed in the SPSS software package version 17.0 for Windows (SPSS, Chicago, IL).

## RESULTS

Reliability statistics for intra- and interobserver agreement resulted in excellent kappa values for fenestration, and the values for dehiscence ranged from moderate to excellent agreement (Table II).

**Table II.** Kappa values for intra- and interobserver agreements

	<i>Protocol A</i>			<i>Protocol B</i>			<i>Protocol C</i>		
	<i>Obs 1</i>	<i>Obs 2</i>	<i>Obs 3</i>	<i>Obs 1</i>	<i>Obs 2</i>	<i>Obs 3</i>	<i>Obs 1</i>	<i>Obs 2</i>	<i>Obs 3</i>
Fenestration									
Obs 1	0.89	-	-	0.89	-	-	0.80	-	-
Obs 2	0.87	0.76	0.81	0.82	0.79	0.80	0.80	0.77	0.79
Obs 3	0.79	-	1.00	1.00	-	1.00	0.80	-	1.00
Dehiscence									
Obs 1	0.42	-	-	0.61	-	-	0.64	-	-
Obs 2	0.44	0.41	0.41	0.66	0.60	0.76	0.65	0.61	0.67
Obs 3	0.48	-	0.40	0.66	-	0.62	0.61	-	0.63

Protocol A: 0.2 mm voxel size, half-scan (180°); Protocol B: 0.2 mm voxel size, full-scan (360°); Protocol C: 0.12 mm voxel size, full-scan (360°). *Obs.*, Observer.

The Az values for the observers are summarized in Table III. There was no statistically significant difference between the protocols tested for fenestration. For dehiscence, however, protocol A had lower Az values that were statistically different from protocols B and C.

**Table III.** Area under the receiver operating characteristic curve (Az values) for the observers in the protocols tested

	<i>Obs 1</i>	<i>Obs 2</i>	<i>Obs 3</i>	<i>Mean (SD)</i>
Fenestration				
Protocol A	0.87	0.89	0.92	0.89 (0.03)*
Protocol B	0.95	0.89	0.95	0.93 (0.03)*
Protocol C	0.92	0.94	0.97	0.94 (0.03)*
Dehiscence				
Protocol A	0.68	0.69	0.66	0.68 (0.02)†
Protocol B	0.76	0.72	0.74	0.74 (0.02)‡
Protocol C	0.75	0.73	0.71	0.73 (0.02)‡

Abbreviations as in Table II.

\*Difference not significant ( $P > .05$ ).

†Statistically different from ( $P < .01$ ).

‡Statistically different from ( $P < .01$ ).

Table IV presents the sensitivity, specificity, accuracy, positive predictive value (PPV), and negative predictive value (NPV) for the protocols. For both fenestration and dehiscence, these values were highest in protocol B and lowest in protocol A.

**Table IV.** Diagnostic values for the protocols tested

	<i>Sensitivity</i>	<i>Specificity</i>	<i>Accuracy</i>	<i>PPV</i>	<i>NPV</i>
Fenestration					
Protocol A	0.87	0.85	0.86	0.84	0.86
Protocol B	0.90	0.95	0.93	0.95	0.90
Protocol C	0.89	0.94	0.92	0.93	0.89
Dehiscence					
Protocol A	0.53	0.69	0.61	0.63	0.59
Protocol B	0.56	0.75	0.66	0.70	0.63
Protocol C	0.55	0.75	0.65	0.69	0.63

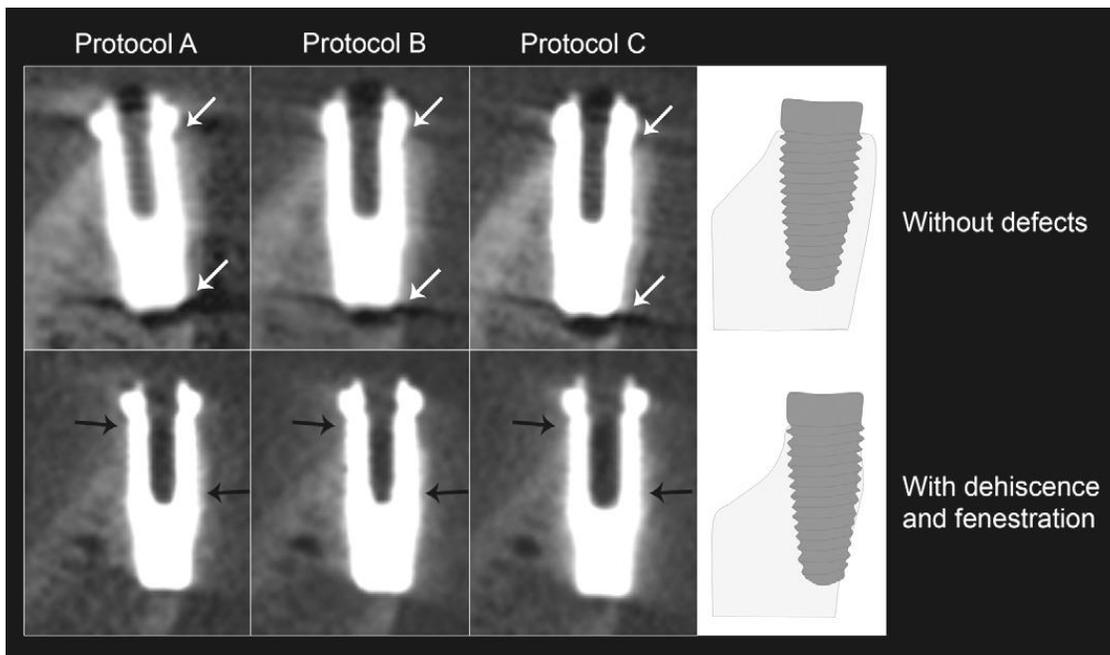
*PPV*, Positive predictive value; *NPV*, Negative predictive value; other abbreviations as in Table II.

## DISCUSSION

Periapical radiographs are usually used in the postoperative evaluation of dental implants, because they are more accurate than CBCT in determining if osseointegration has occurred or there is periimplantitis.<sup>18</sup> They are also used in assessing the interproximal periimplant bone level.<sup>3</sup> A recent study has also shown that digital periapical radiography may provide a faster and more confident diagnosis, with accuracy similar to film-based periapical radiography.<sup>19</sup> However, when conventional radiographs are incapable of offering sufficient information, e.g., when periimplant fenestration and/or dehiscence are suspected, CBCT should be considered as a means of avoiding reentry procedures.<sup>3</sup> It has already been shown that CBCT can precisely determine cortical bone thickness adjacent to dental implants, especially when a smaller voxel size is used.<sup>16</sup> It is also accurate in

measuring periodontal and periimplant defects, and provides higher image quality than computed tomography or periapical or panoramic radiographs.<sup>2,20</sup>

The literature has discussed how beam-hardening artefacts could obscure the diagnosis of periimplant defects and the visualization of the bone-implant surface.<sup>7,21</sup> The beam-hardening artefact occurs particularly in the presence of high-density materials (e.g., amalgam crowns), but also to a lesser extent with light metals, such as titanium.<sup>22</sup> The implant acts as a filter, making the polychromatic X-ray beam become “harder,” i.e., with wavelengths of higher energy.<sup>21,22</sup> Therefore, the gray values of an image are lower than they would be without the titanium. The effect of beam-hardening in our experiment can be seen in Figure 2. In the implant without defects, the beam-hardening artefact is considerably noticeable (white arrows), simulating fenestration and dehiscence defects. Therefore, the evaluation of the periimplant cortical plates must be undertaken with great care to avoid false-positive conclusions.



**Fig. 2.** The symmetric disposition of the hypodense lines in both sides of the implant (white arrows) is strong evidence of beam-hardening artefact. The black arrows indicate thin cortical bone which is hardly seen in the slices.

In some situations, bone volume is limited and analysis of the cortical plate adjacent to a dental implant is difficult. Figure 2 also illustrates a situation in which thin cortical bone can be deemed to be unreadable (black arrows). However, studies have shown that it may be possible to postoperatively evaluate dental implants even in thinner cortical plates.<sup>2,16,23,24</sup> The results of our study corroborate those papers, because the diagnostic values found for both fenestrations and dehiscences were considered to be clinically acceptable. This conclusion can be drawn when the sum of either sensitivity plus specificity or PPV plus NPV are considered. According to Blicher et al. (2005),<sup>25</sup> a measure presents good validity when this value is 1.20 or above. In the present study, the lowest

sum of sensitivity plus specificity and PPV plus NPV was found in protocol A for dehiscence (1.22).

In addition, our results showed that it was easier to detect fenestration than dehiscence. The kappa values showed excellent interobserver agreement for fenestration whereas for dehiscence they ranged from moderate to excellent. Intraobserver agreement for dehiscence was also lower than for fenestration, and this demonstrated how difficult and uncertain it is even for the same observer to determine whether or not periimplant dehiscence is present. Diagnosing periimplant fenestration can be particularly easy if the implant is considerably angulated (Figure 1). On the other hand, the closeness of the marginal bone and soft tissue density values makes the detection of dehiscence in CBCT a difficult task. When the defect occurs adjacent to a dental implant, the dark areas produced by the beam-hardening artefact makes it even more difficult. This is clearly demonstrated through the lower sensitivity and NPV values attributed for dehiscence, which indicated a high false-negative rate. Similarly, a study by Raes et al. (2011)<sup>3</sup> had shown that CBCT significantly underrated the interproximal periimplant bone level. We simulated 2.5 mm dehiscence defects, i.e., initial bone loss. Studies evaluating larger defects are recommended to determine if those can be diagnosed more easily.

Voxel size is directly linked to the spatial resolution of an image. In general, the smaller the voxel size, the better both resolution and details.<sup>26</sup> So this study applied the smallest voxel sizes of the i-CAT NG unit to assess the accuracy of CBCT in the detection of periimplant dehiscence and fenestration, by using the best resolution and details possible.

On analyzing the Az values, it can be seen that the 0.12 mm voxel size (protocol C) was not statistically different from the 0.2 mm (protocol B) for both defects. Thus, the voxel sizes tested did not influence accuracy in fenestration or dehiscence detection. In fact, the 0.12 mm voxel size had slightly lower diagnostic values than the 0.2 mm voxel size. We think that the difference in size of the voxels tested might not have been sufficient to increase the spatial resolution of the images to any significant degree. Furthermore, other studies have shown that voxel size exerts little influence on the detection of external root resorption,<sup>8,27</sup> internal root resorption,<sup>9</sup> occlusal caries,<sup>28</sup> root fractures,<sup>10,29</sup> or preoperative implant measurements.<sup>13,30</sup>

Larger voxel sizes (e.g., 0.3 and 0.4 mm) would probably result in lower Az values. However, they were not included in the present investigation because Razavi et al. (2010)<sup>16</sup> had already shown that a 0.3 mm voxel size produced insufficient resolution of the cortical bone adjacent to dental implants. Clinical studies also use small voxel sizes for postoperative implant assessment, because thin cortical bone can be deemed to be unreadable by CBCT.<sup>3,24</sup>

The signal of an image is compiled from the multiangular images (frames) produced during the image acquisition cycle. It is known that an increase in the angular images acquired will increase the signal.<sup>26</sup> However, a reliable representation of the object scanned can be obtained from a finite number of projections from at least 180° around the object.<sup>21</sup> Therefore, the present study also tested to see if the half-scan mode would be different from that of the full-scan mode for fenestration and dehiscence detection.

The results indicated that the half-scan mode (protocol A) was similar to the full-scan mode (protocol B) for fenestration, whereas for dehiscence it was statistically worse. However, other studies have reported better results for the half-scan mode in implant planning<sup>31</sup> and in the detection of periapical lesion<sup>11</sup> and external root resorption.<sup>12</sup> Those studies also considered the relationship between the dose applied in the half-scan mode and its accuracy. It is known that exposure time directly influences the radiation dose of CBCT examinations. The half-scan mode is linked to lower X-ray radiation doses, because the exposure time used is lower than for the full-scan mode. We did not compare half-scan with full-scan using 0.12 mm voxel size, because the i-CAT NG unit allows only full-scan for this voxel size.

To the best of our knowledge, few studies have been done to assess the effective doses for the i-CAT NG with an FOV of 8 X 8 cm. A recent publication by Morant et al. (2012)<sup>32</sup> found that the organ doses for half-scan were ~ 40% lower than those calculated for full-scan. Those authors applied an FOV of 8 X 8 cm, but with standard resolution (0.3 and 0.4 mm voxel sizes), which requires lower exposure time. A study by Grunheid et al. (2012)<sup>33</sup> indicated an effective dose of 134.2  $\mu$ Sv (approximately the dose of 6 panoramic radiographs) for the 0.2 mm, 8 X 8 cm, full-scan protocol. Ludlow and Ivanovic (2008)<sup>34</sup> found higher effective doses with the use of full-scan in the Prexion 3D (189  $\mu$ Sv) and CB Mercuray (407  $\mu$ Sv) units.

The International Commission on Radiological Protection (2007)<sup>35</sup> and the Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality project (2012)<sup>36</sup> state that high-

quality images are not essential for all diagnostic tasks, and the quality level depends on the diagnostic task. Excessive dose reduction may adversely affect image quality and decrease lesion detection. Accordingly, considering both defects, we recommend that full-scan CBCT be used, because a smaller FOV (including only the region of interest) can be selected. Routine postoperative CBCT examinations for detection of periimplant fenestration or dehiscence are discouraged, because the acquisition should be indicated only if such defects are suspected and when a patient would benefit from their detection.

In clinical practice, the detection of fenestration and dehiscence in CBCT may have lower accuracy, owing to the presence of teeth, metallic dental fillings, or other producers of artefacts. Bovine ribs do not directly reflect the clinical situation, where there are more structures in the path of the X-ray beam. However, this experimental model provides a valuable estimation of what happens in vivo. One example is that in our experience, we have noticed that it is easier to determine the presence of a fenestration defect than dehiscence. This is also valid when these defects occur near teeth. Leung et al. (2010)<sup>14</sup> observed similar sensitivity and specificity values to those of our study, despite the fact that higher NPVs (0.95) and lower PPVs (dehiscence 0.50, fenestration 0.25) were found. These differences are probably due to different methodology and fewer artefacts, because those authors studied dental fenestrations and dehiscences.

The results presented in the present study refer only to the i-CAT NG device, because other equipment may provide different results given the specifications of the image receptor (flat-panel, image intensifier, or CMOS), the X-ray source (kilovoltage and

miliamperage), method of X-ray generation (pulsed or continuous), voxel size, and FOV used. These parameters produce different image quality and noise, depending on the CBCT machine considered.<sup>37</sup>

## **CONCLUSION**

Protocol B yielded the highest diagnostic values for periimplant fenestration and dehiscence both. The former can be detected very well in half-scan (180°) CBCT examinations, whereas diagnosing periimplant dehiscence requires full-scan (360°). The 0.12 mm voxel size was not any better than the 0.2 mm voxel size for both periimplant cortical defects. The full-scan mode, however, seems to minimize the artefacts, given the better results for dehiscence. Quantitative studies analyzing these parameters in beam-hardening reduction are encouraged to clarify these issues. Based on our findings, we recommend that preference be given to full-scan CBCT with 0.2 mm voxel size, using a small FOV, to evaluate the integrity of the periimplant cortical plates.

## **REFERENCES**

1. Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:294-301.

2. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77:1234-41.
3. Raes F, Renckens L, Aps J, Cosyn J, Bruyn H. Reliability of circumferential bone level assessment around single implants in healed ridges and extraction sockets using cone beam CT. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011. [In press].
4. de Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:176-81.
5. Wakoh M, Harada T, Otonari T, Otonari-Yamamoto M, Ohkubo M, Kousuge Y, et al. Reliability of linear distance measurement for dental implant length with standardized periapical radiographs. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006;47:105-15.
6. Adriaens PA, de Boever J, vande Velde F. Comparison of intraoral long-cone paralleling radiographic surveys and orthopantomographs with special reference to the bone height. *J Oral Rehabil* 1982;9:355-65.
7. Angelopoulos C, Aghaloo T. Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 2011;55:141-58.

8. Liedke GS, da Silveira HE, 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. *J Endod* 2009;35:233-5.
9. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J* 2010;43:798-807.
10. Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod* 2010;36:1879-82.
11. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. *Int Endod J* 2011;44:1118-27.
12. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J* 2011;44:136-47.
13. Waltrick KB, de Abreu Junior MJ, Corrêa M, Zastrow MD, d'Avila Dutra V. Accuracy of linear measurements and visibility of the mandibular canal on cone-beam computed tomography images with different voxel sizes: an in vitro study. *J Periodontol*. [In press].

14. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S109-19.
15. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. *Braz Oral Res* 2008;22:281-7.
16. 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;21:718-25.
17. Eng J. ROC analysis: web-based calculator for ROC curves; updated 2006. Baltimore (MD): Johns Hopkins University. Available at: <http://www.jrocfit.org/>.
18. Dave M, Davies J, Wilson R, Palmer R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res*. [In press].
19. Sirin Y, Horasan S, Yaman D, Basegmez C, Tanyel C, Aral A, Guven K. Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study. *J Oral Maxillofac Surg* 2012;70:1540-50.
20. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005;76:665-73.

21. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:100-7.
22. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265-73.
23. Shiratori LN, Marotti J, Yamanouchi J, Chilvarquer I, Contin I, Tortamano-Neto P. Measurement of buccal bone volume of dental implants by means of cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:797-804.
24. Naitoh M, Nabeshima H, Hayashi H, Nakayama T, Kurita K, Arijji E. Postoperative assessment of incisor dental implants using conebeam computed tomography. *J Oral Implantol* 2010;36:377-84.
25. Blicher B, Joshipura K, Eke P. Validation of self-reported periodontal disease: a systematic review. *J Dent Res* 2005;84:881-90.
26. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc* 2010;3:35-65.
27. Neves FS, Vasconcelos TV, Vaz SL, Freitas DQ, Haiter-Neto F. Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography. *Int Endod J* 2012;45:234-9.

28. Kamburoğlu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Paksoy CS. Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:63-9.
29. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod* 2011;37:75-9.
30. Torres MG, Campos PS, Segundo NP, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent* 2012;21:150-5.
31. Dawood A, Brown J, Sauret-Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:70-4.
32. Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol*. [In press].
33. Grünheid T, Schieck JRK, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital X-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:436-43.

34. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-14.
35. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication. *Ann ICRP* 2007;37:1-332.
36. Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality. Radiation protection no. 172: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (evidence-based guidelines). 2012. Available at: [http://www.sedentext.eu/files/radiation\\_protection\\_172.pdf](http://www.sedentext.eu/files/radiation_protection_172.pdf).
37. 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. *Eur J Radiol* 2010;75:265-9.



### 3. CAPÍTULO 2

#### **Enhancement CBCT filters improve in vitro periimplant dehiscence detection**

Sergio L de-Azevedo-Vaz, DDS, MS,\* Phillipe NB Alencar, DDS,\* Karla Rovaris, DDS,\* Paulo SF Campos, DDS, MS, PhD,+ and Francisco Haiter-Neto, DDS, MS, PhD\*

*\* Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil*

*† Department of Oral Radiology, Division of Oral Radiology, School of Dentistry, Federal University of Bahia, Salvador, Bahia, Brazil*

Correspondence: Sergio Lins de Azevedo Vaz, Department of Oral Diagnosis, Piracicaba Dental School, University of Campinas, UNICAMP, 901, Limeira Avenue, PO Box 52, 13414-903, Piracicaba, SP, Brazil

Phone: +55-19-21065327; e-mail: sergiolinsv@gmail.com – can be published

Word count: 2,130

Number of figures/tables: 1 figure/2 tables

Running title: CBCT filters improve periimplant dehiscence detection

Summary: CBCT filters were found to improve periimplant dehiscence detection.

***\*Artigo submetido ao periódico Journal of Periodontology em 21/02/2013***

## **ABSTRACT**

**Background:** Cone beam computed tomography (CBCT) allows imaging the cortical bone adjacent to dental implants but the artefacts produced by the beam-hardening effect obscure its visualization. Enhancement CBCT filters accentuate aspects of the image not readily apparent in its original form. Therefore, the aim of this study was to investigate whether CBCT filters would enhance the diagnosis of periimplant dehiscence.

**Methods:** A hundred titanium implants were placed in bovine ribs in which defects simulating periimplant dehiscence had previously been created. Images were acquired using 8x8 cm FOV, 0.2 mm voxel, and 360° scan. Three oral radiologists evaluated the images with and without the following filters: Angio Sharpen High 5x5, Shadow, Sharpen 3x3, Sharpen Mild and Smooth. Accuracy, sensitivity, specificity and positive and negative predictive values (PPV and NPV) were determined. The McNemar test verified the disagreement between all images versus the gold standard and original images versus images with filters;  $P < 0.01$  was considered statistically significant.

**Results:** The Sharpen 3x3 presented both highest accuracy (0.74) and NPV (0.73). Specificity (0.84) and PPV (0.76) were highest in the original images. The Shadow filter presented highest sensitivity (0.80), but also a high false-positive rate. Dehiscence detection using the original images and the Shadow filter disagreed from the gold standard ( $P < 0.01$ ), as well as when using the filters than the original images ( $P < 0.01$ ).

**Conclusion:** All the filters tested, with the exception of the Shadow, improved periimplant dehiscence detection. The Sharpen 3x3 filter was considered best for this task.

Keywords: Dental implants, alveolar bone loss, periimplantitis, computed tomography, radiographic image enhancement

## **INTRODUCTION**

Bony coverage of at least 1 mm around an implant is included in criteria to guarantee the success of dental implant treatment.<sup>1</sup> The distance from the alveolar bone level to the implant neck is another parameter used. The absence of bone initiating from the cervical portion of the implant characterizes a dehiscence defect. Insufficient bone thickness and inadequate implant placement may lead to periimplant dehiscence. In such cases, aesthetics and hygiene are compromised.<sup>1</sup> An early diagnosis of periimplant dehiscence is vitally important as it can lead to gingival recession, bone and implant loss.<sup>2</sup>

In general, periimplant dehiscence is not detected by bidimensional radiographs because it develops in the vestibular or lingual plates.<sup>3</sup> On the other hand, cone beam computed tomography (CBCT) provides tridimensional images of the cortical bone near a dental implant. However, artefacts caused by metals make the diagnosis difficult and time-consuming, since they reduce contrast and obscure structures, thereby impairing the visualization of regions of interest.<sup>4</sup> The literature has stated that the post-operative assessment of dental implants is compromised by artefacts induced by the titanium, produced by the beam-hardening effect.<sup>3,4</sup> Accordingly, CBCT was less accurate in the detection of simulated periimplant dehiscence than periimplant fenestration, in a previous in vitro study.<sup>5</sup>

Task-specific filters are tools of CBCT or digital radiography software designed to enhance images, by mathematically reducing or increasing specific characteristics.<sup>6</sup> There is some controversy as to whether the use of enhancement filters in digital radiography can improve the diagnosis of caries lesions.<sup>6-14</sup> It has been shown that the diagnostic accuracy of root fractures and periodontal assessment does not change with the application of filters,<sup>15-19</sup> while filters are statistically better for periimplant bone measurement.<sup>20,21</sup> On the other hand, some studies have shown that CBCT filters exert little influence on the diagnosis of external root resorption,<sup>22</sup> while they are significant for the diagnosis of root fractures.<sup>15</sup> Against this background, the aim of this study was to investigate whether CBCT filters would enhance the diagnosis of periimplant dehiscence. The variables in the study were the presence/absence of dehiscence and the factors enhancement filters.

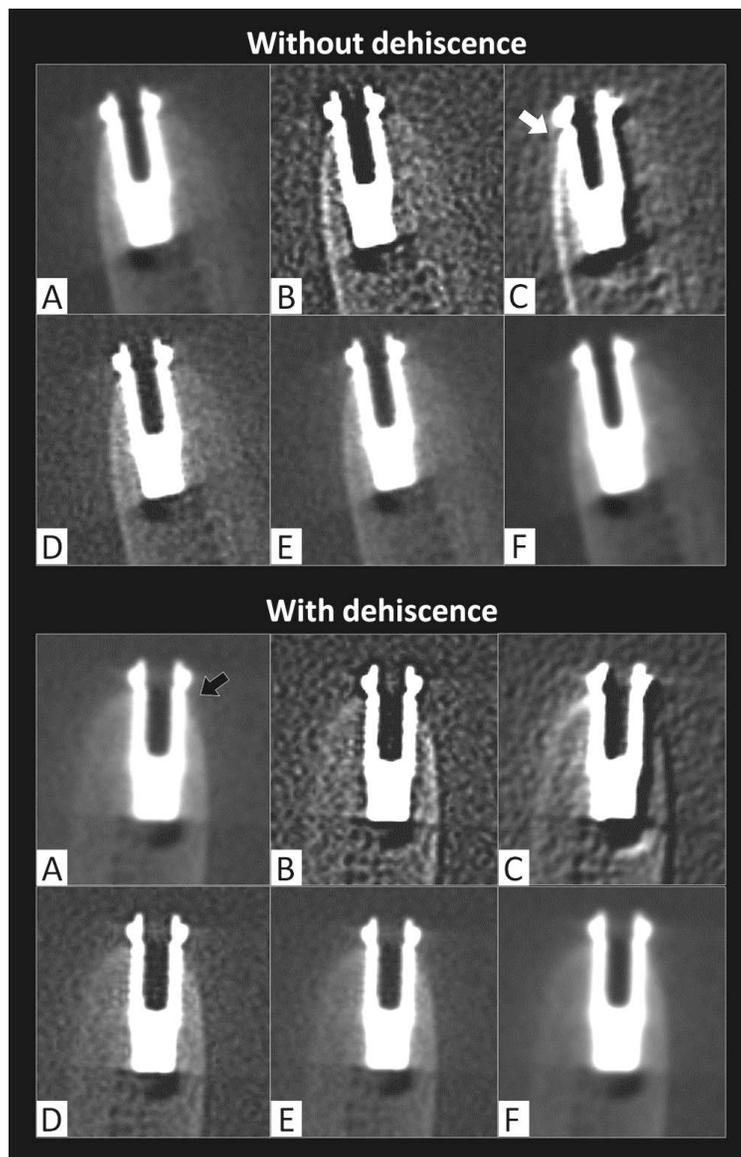
## **MATERIALS AND METHODS**

This study design was approved by the local Research Ethics Committee at the Piracicaba Dental School – University of Campinas. An operator introduced defects to simulate dehiscence in fragments of fresh bovine ribs, using a standard preparation machine<sup>23</sup> and a spherical burr. These defects were 2.5 mm in diameter, with a half-elliptical form. Bovine ribs were used to simulate the alveolar bone tomographic aspect, as they had already been used in a previous study.<sup>24</sup>

The dehiscence defects were created on the edge of the bovine rib, which would correspond to the cervical portion of the implant to be placed. When all the defects had

been introduced, an oral surgeon with experience in implant dentistry placed a hundred 3.75 x 11 mm titanium implants\* in the bovine ribs. There was only one defect per implant. A gold-standard was obtained through the macroscopic analysis of the ribs. The ribs with the implants were then placed in a container with water to simulate soft tissue attenuation. Image acquisition was performed using a CBCT unit† operating at 120 kVp, 5 mA, scanning time of 26.9 s, field of view of 8 x 8 cm, voxel size 0.2 mm, full-scan (360°). The final sample comprised 100 sites for the evaluation of dehiscence (50 with defects and 50 without, randomly distributed).

Under dim lighting conditions, images were blindly evaluated by three previously calibrated oral radiologists with at least 3 years' experience in CBCT. All images were first analyzed without filter application and then using the following filters‡: Angio Sharpen High 5x5, Shadow, Sharpen 3x3, Sharpen Mild, and Smooth (Figure 1). It was decided to use these particular filters as they were the most representative. The oral radiologists could also use the zoom tool.



**Figure 1.** Sagittal CBCT slices showing two implants with (black arrows) and without the simulated periimplant dehiscence: (A) no filter, (B) Angio Sharpen High 5x5, (C) Shadow, (D) Sharpen 3x3, (E) Sharpen Mild, (F) Smooth. The white arrow points a beam-hardening artefact enhanced by the Shadow filter, which makes it difficult to visualize the bone.

The presence or otherwise of periimplant dehiscence was used as response variables. The images were re-evaluated after 30 days. Inter- and intraobserver agreements were calculated using the kappa test (poor, 0.40; moderate, 0.40–0.59; good, 0.60–0.74; excellent agreement 0.75–1.00).

Sensitivity (correctly identifying the presence of dehiscence), specificity (correctly identifying the absence of dehiscence), accuracy (proportion of correctness), positive predictive value (probability of true-positive result occurring) and negative predictive value (probability of true-negative result occurring) were calculated for each filter. The McNemar test was used to examine the disagreement between all images versus the gold standard and the original images versus images with filters. The null hypothesis considered there was no disagreement;  $P < 0.01$  was considered statistically significant.

## **RESULTS**

The mean of intra- and interobserver agreements ranged from moderate to good. Kappa values per filter are specified in Table 1.

**Table 1.** Means of intra- and interobserver kappa values per filter

Filter	Intraobserver (SD)	Interobserver (SD)
Original images	0.42 (0.06)	0.64 (0.08)
Angio Sharpen High 5x5	0.58 (0.09)	0.54 (0.02)
Shadow	0.44 (0.01)	0.43 (0.01)
Sharpen 3x3	0.70 (0.09)	0.72 (0.02)
Sharpen Mild	0.70 (0.04)	0.63 (0.01)
Smooth	0.62 (0.09)	0.42 (0.01)

SD: Standard Deviation

Sensitivity, specificity, accuracy, positive and negative predictive values are all shown in Table 2. The highest sensitivity (0.80) was obtained for the Shadow filter. Specificity (0.84) and PPV (0.76) were highest for the original images. Accuracy (0.74) and NPV (0.73) were highest for the Sharpen 3×3 filter.

**Table 2.** Diagnostic and McNemar’s tests according to different filters

Filter	Sensitivity	Specificity	Accuracy	PPV	NPV	P value*	P value†
Original	0.52	0.84	0.68	0.76	0.63	0.008	-
Angio Sharpen High 5x5	0.76	0.58	0.67	0.64	0.70	0.164	< 0.001
Shadow	0.80	0.46	0.63	0.59	0.69	0.009	< 0.001
Sharpen 3x3	0.72	0.76	0.74	0.75	0.73	0.845	0.018
Sharpen Mild	0.74	0.68	0.71	0.69	0.72	0.71	0.002
Smooth	0.70	0.70	0.70	0.70	0.70	0.855	0.008

PPV – Positive predictive value

NPV – Negative predictive value

\*P value of images versus gold-standard

† P value of image filters versus original images

The results of the McNemar test are presented in Table 2. The null hypothesis of no disagreement was rejected on comparing the original images and the Shadow filter versus the gold standard ( $P < 0.01$ ). It was also rejected on comparing all the filters used versus the original images ( $P < 0.01$ ).

## DISCUSSION

Periimplant dehiscence can result in aesthetic impairment and/or treatment failure.<sup>2</sup> This mainly occurs when dental implants are placed in the anterior region, where the facial bone is thin.<sup>25</sup> When periimplant dehiscence is detected during surgery, Guided Bone Regeneration (GBR) procedures to apply synthetic membranes have been used in order to

generate bone over the exposed implant surface.<sup>26</sup> However, some authors have reported the regeneration of bone in acute-type dehiscence defects without the use of GBR techniques.<sup>27,28</sup> CBCT can be useful in determining whether dehiscence is present or otherwise. It can then be adequately treated or monitored, where necessary.

Periapical radiographs are normally used in post-operative evaluations of dental implants because they are more accurate when determining if osseointegration has occurred and whether or not there are periimplant radioluscences.<sup>29</sup> However, when periimplant dehiscence is suspected, CBCT is the preferred imaging method since it allows for a complete evaluation of the cortical plates around the implant. Therefore reentry procedures – which are more invasive – can be avoided.<sup>30</sup> It has already been shown that CBCT can precisely determine cortical bone thickness near dental implants, especially when a higher voxel resolution is used.<sup>24</sup> Furthermore, other studies have demonstrated that CBCT can also determine cortical thickness in a dentate alveolar bone, although the presence of fenestration or dehiscence defects could be overestimated.<sup>31-33</sup> Mengel et al.<sup>2,34</sup> have shown that CBCT provided high accuracy for measurements of periodontal and periimplant defects, with image quality superior to that of either CT, periapical or panoramic radiographs.

Meanwhile, the literature has pointed that the post-operative evaluation of dental implants is compromised due to the beam-hardening artefacts.<sup>3,4,35</sup> Beam-hardening artefacts occur specially in the presence of high-density metals, but also with light metals, such as titanium.<sup>36</sup> The implant acts as a filter for the X-ray photons by attenuation of

those with larger wavelengths, leading to reading error in the detector and production of hypodense regions not related to the object under examination.<sup>35,36</sup> A recent in vitro study<sup>5</sup> showed that CBCT is less accurate when detecting periimplant dehiscence than when detecting periimplant fenestration. The diagnostic values found for both defects were considered clinically acceptable in the light of Blitcher et al.<sup>37</sup>, since the values for the sum of sensitivity plus specificity were above 1.20. However, other criteria proposed by Leung et al.<sup>33</sup> and Hausen et al.<sup>38</sup> consider that this value should be at least 1.60, a level not reached in the study. Therefore, enhancement filters in CBCT images were used in the present study in order to increase such values.

Enhancement filters are used to manipulate an image in order to visually enhance aspects not apparent in its original form, and thereby make vital diagnostic information visible to the human eye.<sup>20</sup> There are various enhancement filters available for digital radiography and computed tomography. It is important to understand the workings of these algorithms and their particular properties when deciding whether filters should be used and in what situations.<sup>39</sup> Despite the fact that radiographic image enhancement results in a better version of the original image, the clinician must take into consideration the fact that the image characteristics of density, contrast and noise are altered depending on the filter chosen.<sup>13</sup>

Few studies have evaluated the influence of enhancement filters on CBCT diagnosis. Research has shown that CBCT filters exert little influence on the diagnosis of external root resorption,<sup>22</sup> where the Sharpen 3x3 filter performs better (but not statistically

significant) and the Shadow filter statistically worse than the original images. Likewise, the Angio Sharpen High 5x5 filter was statistically better than the original images for root fractures,<sup>15</sup> but the Sharpen 3x3 filter presented no statistically significant difference. The results of our study were similar to those of the above-mentioned studies, since the Sharpen 3x3 and the Angio Sharpen High 5x5 filters were statistically better than the original images, while the Shadow filter was statistically different from both the original images and the gold standard. However, the highest sum of sensitivity plus specificity (1.48) found when using the Sharpen 3x3 filter was again lower than the cut-off value proposed by Leung et al.<sup>33</sup> and Hausen et al.<sup>38</sup> (1.60). Periimplant dehiscence detection in filtered CBCT images still proved to be difficult, but a significant improvement was observed.

The Sharpen 3x3 and Angio Sharpen High 5x5 are high-pass filters, which accentuate the transition in density levels and the limits of pixels.<sup>15</sup> They, therefore, provided sharpened images of the implants and bone surface and enhanced visualization of the dehiscence defects. The Shadow filter presented highest sensitivity (0.80) but also low specificity (0.46) and PPV (0.59), which indicate a high false-positive rate. These results could be explained by the pronounced high-pass characteristics of this filter, which introduced considerable noise to the images and enhanced the beam-hardening areas, thereby giving the false assumption that these areas corresponded to dehiscence defects (white arrow in Figure 1).

Images with application of the Sharpen Mild filter were also statistically better than the original images, with the second highest value for the sum of sensitivity plus specificity (1.42). It is also a high-pass filter, but with milder characteristics. Therefore, the favorable results obtained with the Sharpen Mild filter may be attributed to enhancement of the implant and bone surface, but with less noise than the other high-pass filters used.

All the diagnostic values of the Smooth filter were equal to 0.70, which indicate homogeneous behavior. Its sensitivity, accuracy and NPV were higher than those of the original images, and the McNemar test indicated a statistically significant difference from the original images. The sum of sensitivity plus specificity for the Smooth filter was the third highest value (1.40). It is a low-pass filter, which reduces image noise by putting pixel values closer to each other and smoothing the limits.<sup>11</sup> The reduction of beam-hardening by homogenization of the pixels may have contributed to better results for this filter. In fact, CT images are usually smoothed in the reconstruction process in order to reduce image noise. We believe that the use of the Smooth filter was beneficial in this way.

Furthermore, manufactures and researchers have proposed algorithms based on mathematical operations to reduce beam-hardening and scatter artefacts during CBCT image reconstruction.<sup>4,40</sup> The use of an algorithm for metal artefact reduction has recently shown better image quality.<sup>4</sup>

As this was an in vitro study, the results presented here may be slightly different in clinical practice, especially when one considers the differences between the bovine ribs used and a patient's head, where there are more structures in the path of the x-ray beam. However,

we believe this experimental model provides a valuable estimation of the differences between filtered/ unfiltered images for the purpose presented.

In conclusion, the results indicated that when assessing periimplant dehiscence it is preferable to use the enhancement filters studied herein, with the exception of the Shadow filter, than not to do so. They provided a better assessment of periimplant dehiscence than the original images. Of the filters used, the Sharpen 3x3 yielded highest diagnostic values. The Shadow filter, however, should be avoided because of the high false-positive rate presented, caused by the enhancement of beam-hardening artefacts and the amount of noise introduced. Quantitative studies are suggested in order to clarify the usefulness of enhancement filters in beam-hardening artefacts reduction.

#### **Footnotes (Materials and Methods section)**

\*Titamax, Neodent, Curitiba, PR, Brazil

†Next Generation i-Cat, Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA, USA

‡XoranCat software version 3.0.34, Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, USA

#### **Acknowledgements**

We are grateful to Neodent for supplying the implants used in this research. The authors deny any conflicts of interest.

#### **REFERENCES**

1. Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:294-301.
2. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77:1234-1241.
3. Angelopoulos C, Aghaloo T. Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 2011;55:141-158.
4. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:248-253.
5. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos Kde F, Neves FS, Melo SL, Campos PS, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;115:121-127.
6. Koob A, Sanden E, Hassfeld S, Staehle HJ, Eickholz P. Effect of digital filtering on the measurement of the depth of proximal caries under different exposure conditions. *Am J Dent* 2004;17:388-393.

7. Møystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl HG. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 1996;25:202-206.
8. ShROUT MK, Russell CM, Potter BJ, Powell BJ, Hildebolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J Am Dent Assoc* 1996;127:469-473.
9. Akarslan ZZ, Akdevelioğlu M, Güngör K, Erten H. A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:458-463.
10. Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters. An ex vivo study in human teeth. *Clin Oral Investig* 2008;12:217-223.
11. 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 Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod* 2009;107:116-121.
12. Tracy KD, Dykstra BA, Gakenheimer DC, et al. Utility and effectiveness of computer-aided diagnosis of dental caries. *Gen Dent* 2011;59:136-144.

13. Abreu MJr, Mol A, Ludlow JB. Performance of RVGui sensor and Kodak Ektaspeed Plus film for proximal caries detection. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod* 2001;91:381-385.
14. Kositbowornchai S, Basiw M, Promwang Y, Moragorn H, Sooksuntisakoonchai N. Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:236-240.
15. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod* 2009;108:939-945.
16. Kamburoğlu K, Murat S, Pehlivan SY. The effects of digital image enhancement on the detection of vertical root fracture. *Dent Traumatol* 2010;26:47-51.
17. Eickholz P, Riess T, Lenhard M, Hassfeld S, Staehle HJ. Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol* 1999;26:294-300.
18. Hörr T, Kim TS, Hassfeld S, Staehle HJ, Klein F, Eickholz P. Accuracy of assessing infrabony defects using a special digital filter for periodontal bone loss. *Am J Dent* 2005;18:50-56.

19. Scaf G, Morihisa O, Loffredo LC. Comparison between inverted and unprocessed digitized radiographic imaging in periodontal bone loss measurements. *J Appl Oral Sci* 2007;15:492-494.
20. Borg E, Gröndahl K, Persson LG, Gröndahl HG. Marginal bone level around implants assessed in digital and film radiographs: in vivo study in the dog. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:10-17.
21. de Azevedo Vaz SL, Neves FS, Figueirêdo EP, Haiter-Neto F, Campos PS. Accuracy of enhancement filters in measuring in vitro peri-implant bone level [published online ahead of print July 4, 2012]. *Clin Oral Impl Res*; doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02511.x.
22. de Azevedo Vaz SL, Vasconcelos TV, Neves FS, de Freitas DQ, Haiter-Neto F. Influence of cone-beam computed tomography enhancement filters on diagnosis of simulated external root resorption. *J Endod* 2012;38:305-308.
23. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. *Braz Oral Res* 2008;22:28-27.
24. 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 Impl Res* 2010;21:718-725.

25. Ghassemian M, Nowzari H, Lajolo C, Verdugo F, Pirronti T, D'Addona A. The thickness of facial alveolar bone overlying healthy maxillary anterior teeth. *J Periodontol* 2012;83:187-197.
26. Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2000;4:113-123.
27. Villa R, Crespi R, Capparè P, Gherlone E. Immediate loading of a dental implant placed in fresh socket with acute dehiscence-type defect: a clinical case report. *J Periodontol* 2010;81:953-957.
28. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActives) and conventional SLA titanium implants: A pilot study in dogs. *J Clin Periodontol* 2007;34:78-86.
29. 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 [published online ahead of print March 27, 2012]. *Clin Oral Impl Res*; doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02473.x.
30. Raes F, Renckens L, Aps J, Cosyn J, Bruyn H. Reliability of circumferential bone level assessment around single implants in healed ridges and extraction sockets using

cone beam CT [published online ahead of print October 18, 2011]. *Clin Implant Dent Relat Res*; doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00393.x.

31. Timock AM, Cook V, McDonald T, et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:734-744.
32. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;141:41-50.
33. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S109-119.
34. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005;76:665-673.
35. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:100-107.
36. Schulze R, Heil U, Gross D, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265-273.

37. Blicher B, Joshipura K, Eke P. Validation of self-reported periodontal disease: a systematic review. *J Dent Res* 2005;84:881-890.
38. Hausen H. Caries prediction--state of the art. *Community Dent Oral Epidemiol* 1997;25:87-96.
39. Mahnken AH, Raupach R, Wildberger JE, et al. New algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: in vitro and in vivo evaluation after total hip replacement. *Invest Radiol* 2003;38:769-775.
40. Mol A. Image processing tools for dental applications. *Dent Clin North Am* 2000;44:299-318.



#### 4. DISCUSSÃO

O presente trabalho foi realizado em duas etapas, a primeira referente ao Capítulo 1 e a segunda ao Capítulo 2, constantes na presente tese. Os resultados obtidos nas duas etapas puderam confirmar que os artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe realmente interferem na detecção tomográfica de defeitos ósseos peri-implantares corticais, especialmente aqueles do tipo deiscência. Assim, a avaliação pós-operatória de implantes quanto à ocorrência dos defeitos estudados é dificultada, corroborando Angelopoulos & Agahaloo (2011). Além disso, foi possível observar que parâmetros de aquisição tomográfica e ferramentas de pós-processamento, como os filtros de imagem, podem reduzir essa interferência, melhorando o diagnóstico dos defeitos estudados.

Com a obtenção dos valores de diagnóstico nas duas etapas do presente estudo, o primeiro questionamento levantado foi: *Esses valores indicam que a TCFC foi um bom teste?* A partir do levantamento bibliográfico, foi possível notar que essa conclusão é subjetiva, não existindo valores de referência pré-determinados para classificar um teste de diagnóstico como bom ou ruim. Entretanto, há um consenso de que valores mínimos superiores a 0,50 sejam obtidos, a fim de garantir acurácia acima da chance de diagnóstico ao acaso. Adicionalmente, estudos avaliando testes de diagnóstico para variadas situações apontam parâmetros que podem auxiliar o delineamento dessa conclusão.

Em discussão sobre a eficácia de testes em prever a predisposição à doença cárie, além dos valores de diagnóstico utilizados no presente trabalho, Hausen (1997) aponta outros dois índices que se relacionam à acurácia de um teste de diagnóstico: Taxa de Acerto Bruto e o Índice de Youden (J). A primeira se refere à proporção de indivíduos corretamente classificados, obtida mediante a soma do número de diagnósticos verdadeiros positivos e verdadeiros negativos, dividida pelo número total de indivíduos estudados. O autor salienta, entretanto, que essa medida pode resultar em uma falsa

impressão referente à acurácia do teste, sendo o Índice de Youden mais confiável. Esse índice é calculado da seguinte maneira:

$$J = 1 - (\text{Taxa de Falso Positivo} + \text{Taxa de Falso Negativo})$$

ou

$$J = 1 - [(1 - \text{Sensibilidade}) + (1 - \text{Especificidade})]$$

Assim,  $J = 1$  quando o teste é perfeito, isto é, as taxas de diagnósticos falso-positivos e falso-negativos são iguais a 0. No entanto,  $J = 0$  quando o teste não possui qualquer valor preditivo, ou seja, a soma das taxas de falso-negativos e falso-positivos é equivalente a 1. Portanto, quanto mais próximo de 1 for o  $J$ , melhor o teste é considerado, de forma que um  $J = 0,60$  foi considerado desejável para legitimar modelos de risco (Hausen, 1997). Esse valor de  $J$  (0,60) pode ser facilmente constatado quando a soma mínima dos valores de sensibilidade e especificidade for igual a 1,60, a qual indica valores médios de sensibilidade e especificidade iguais a 0,80.

Por outro lado, em revisão sistemática sobre a validação de questionários autoaplicáveis destinados ao diagnóstico da doença periodontal, Blitcher *et al.* (2005) consideraram como um teste de diagnóstico válido aquele que possuía soma mínima de sensibilidade e especificidade igual a 1,20. Tal critério indica valores médios de sensibilidade e especificidade equivalentes a 0,60, o que determina um  $J = 0,20$ , ou seja, o teste possui valores preditivos pouco acima do acaso.

Os resultados observados para fenestração, na primeira etapa do estudo, demonstraram que a TCFC possuiu capacidade de diagnóstico excelente, uma vez que o menor valor de soma de sensibilidade (0,87) e especificidade (0,85) observado foi igual a 1,72 (Protocolo A), indicando um  $J$  de 0,72. Dessa forma, parâmetros de giro de escaneamento e tamanho de voxel não apresentaram influências estatisticamente significantes sobre os altos valores de diagnóstico encontrados.

No entanto, para deiscência, uma redução no valor da soma de sensibilidade (0,53) e especificidade (0,69) pôde ser constatada (Protocolo A = 1,22; J = 0,22), demonstrando que o método tomográfico apresentou maiores limitações. Mais uma vez, a diferença entre os tamanhos de voxel testados não foi suficiente para influenciar no diagnóstico de forma estatisticamente significativa. O giro de escaneamento completo (360°) melhorou a detecção de deiscência peri-implantar, porém o valor da soma de sensibilidade (0,56) e especificidade (0,75) ainda encontrou-se abaixo daquele proposto por Hausen (1997) (Protocolo B = 131; J = 0,31). Apesar disso, a TCFC foi considerada como teste de diagnóstico clinicamente aceitável para a detecção de deiscência, de acordo com o critério de Blitcher *et al.* (2005).

Diante da falta de estudos que apontem os valores de diagnóstico da TCFC na detecção dos defeitos peri-implantares estudados, é difícil fazer uma comparação direta. Entretanto, a mensuração dos defeitos do tipo fenestração e deiscência peri-implantar e periodontal realizada na TCFC mostrou pequenos desvios em relação à mensuração direta efetuada nas peças nos estudos de Mengel *et al.* (2005) e Mengel *et al.* (2006). Observou-se melhor qualidade de imagem atribuída à TCFC do que às outras modalidades de imagem testadas, embora a espessura dos cortes empregada nesses estudos tenha sido de 1 mm.

O estudo de Leung *et al.* (2010) também apontou valores de sensibilidade mais altos para fenestração (0,81) do que para deiscência (0,42), porém regiões dentadas foram estudadas. Destacam-se diferenças nos valores relativos ao VPP para fenestração (0,25) e VPN para deiscência (0,93) encontrados, os quais foram respectivamente menores e maiores do que os apontados no presente estudo. É importante ressaltar diferenças metodológicas relevantes nesse estudo, que se referem ao objeto em estudo (crânios dentados), tomógrafo utilizado (CB MercurRay), tamanho de voxel (0,38 mm); mas, principalmente, o método de avaliação das imagens, que se deu em reconstruções tridimensionais (3D). Sabe-se que as reconstruções 3D são altamente dependentes da faixa de tons de cinza selecionada para visualização e, portanto, produzem interpretações

extremamente variáveis. Assim como Hausen (1997), os autores também consideraram aceitáveis valores de sensibilidade e especificidade de no mínimo 0,80.

Em estudos realizados com cadáveres, Timock *et al.* (2011) e Patcas *et al.* (2012) concluíram que a TCFC foi acurada na mensuração de altura e espessura óssea alveolar em regiões dentadas, com maiores desvios em relação às mensurações reais observados nas medidas de espessura óssea. Por isso, o segundo grupo de autores reafirmou os achados de Leung *et al.* (2010) quanto ao risco de sobrestimar a presença de fenestrações e deiscências nos exames tomográficos. No presente estudo, pode-se sugerir que esse risco foi maior para deiscências do que para fenestrações, diante dos menores valores de VPP encontrados.

A maior dificuldade na detecção da deiscência peri-implantar originou a proposta da segunda etapa do estudo, na qual se propôs avaliar se filtros de imagem poderiam melhorar a capacidade de diagnóstico da TCFC para detecção de deiscência peri-implantar. Os resultados obtidos nessa etapa demonstraram que os filtros estudados melhoraram sobremaneira o diagnóstico de deiscência, excetuando-se o filtro *Shadow*. No entanto, mesmo nas imagens com aplicação do filtro *Sharpen 3x3* – as quais obtiveram os melhores resultados – o valor de soma da sensibilidade (0,72) e especificidade (0,76) ainda apresentou-se abaixo do recomendado por Hausen (1997), porém acima do preconizado por Blitcher *et al.* (2005) (148; J = 0,48).

Dos filtros incluídos no estudo, quatro são filtros de realce ou nitidez (*Angio Sharpen High 5x5*, *Shadow*, *Sharpen 3x3* e *Sharpen Mild*). Dessa forma, acredita-se que o uso dos filtros de realce beneficiou a detecção de deiscência mediante o destaque do limite ósseo cortical e superfície do implante, com redução do borramento hiperdenso relacionado ao titânio, observado ao redor dos implantes. Contudo, por apresentar características acentuadas de realce, a aplicação do filtro *Shadow* resultou em alta taxa de diagnósticos falso-positivos, que se justifica pelo alto valor de sensibilidade e baixos valores de especificidade e VPP. Esse resultado pode ser atribuído ao realce de áreas hipodensas relativas aos artefatos, situadas no osso cortical relacionado à porção cervical

dos implantes. Sabe-se que o velamento (*burn-out*) de corticais ósseas delgadas também é capaz de produzir conclusões falso-positivas (Naitoh *et al.*, 2010).

O filtro *Smooth* é um filtro de suavização, o qual apresenta características inversas aos demais filtros do estudo. Os resultados positivos observados com o uso do filtro *Smooth* podem ser justificados por uma suavização dos artefatos produzidos pelo titânio, bem como pela redução no ruído da imagem. É interessante observar que todos os valores de diagnóstico atribuídos a esse filtro foram equivalentes a 0,70.

O papel dos filtros estudados no presente trabalho na redução dos artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe ainda não foi estabelecido, sendo esta uma avaliação preliminar. Dessa forma, estudos quantitativos são encorajados, bem como o desenvolvimento de filtros específicos para a Implantodontia. Esses algoritmos dificilmente removerão por completo o problema causado pelos artefatos metálicos, já que sua formação está intrinsecamente relacionada à característica policromática do feixe de radiação X, princípio de aquisição da imagem e algoritmos atuais empregados na leitura retrógrada dos dados registrados no detector (processo conhecido como *Backprojection*) (Schulze *et al.*, 2010; Schulze *et al.*, 2011). Entretanto, o uso dessas ferramentas pode consistir numa simples e eficiente maneira de reduzir a influência dos artefatos nas imagens, aumentando a aplicabilidade clínica da TCFC na avaliação pós-operatória de implantes dentários.

É importante considerar, ainda, que o exame clínico e sondagem peri-implantar são de grande valia no diagnóstico de um defeito do tipo deiscência. Assim, estudos clínicos comparando o método clínico ao tomográfico no diagnóstico dos defeitos estudados são recomendados, especialmente em relação à deiscência peri-implantar, pelo fato de a sondagem peri-implantar ser menos invasiva do que procedimentos de reentrada cirúrgica. Estudos desse tipo podem esclarecer se o exame tomográfico realmente representa um bom método de diagnóstico quando comparado ao exame clínico, especialmente pelo fato de os resultados obtidos no presente estudo apontarem a necessidade da utilização de protocolos de giro-completo, que empregam maiores doses

de radiação X. Tais pesquisas poderiam elucidar ainda mais a indicação da TCFC na fase pós-operatória em Implantodontia, ajustando-a ao princípio da Justificação (Portaria MS Brasil 453, 1998) e contribuindo no desenvolvimento de diretrizes sistematizadas para indicação de exames tomográficos (Sedentex, 2012). Além disso, um modelo experimental *in vivo* poderia confirmar possíveis variações nos valores de diagnóstico aqui apresentados.

## 5. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, concluiu-se que os tamanhos de voxel testados não influenciaram no diagnóstico de fenestração e deiscência peri-implantar, enquanto que o giro de escaneamento completo (360°) melhorou o diagnóstico de deiscência. O uso dos filtros de imagem testados beneficiou a detecção de deiscência, com exceção do filtro *Shadow*.



## REFERÊNCIAS\*

1. Angelopoulos C, Aghaloo T. Imaging Technology in Implant Diagnosis. *Dent Clin North Am.* 2011; 55: 141-158.
2. Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28: 245-248.
3. Bauman R, Scarfe W, Clark S, Morelli J, Scheetz J, Farman A. Ex vivo detection of mesiobuccal canals in maxillary molars using CBCT at four different isotropic voxel dimensions. *Int Endod J.* 2011; 44: 752–758.
4. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41: 248-253.
5. Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Impl Res.* 2005; 16: 294–301.
6. Blicher B, Joshipura K, Eke P. Validation of self-reported periodontal disease: a systematic review. *J Dent Res.* 2005; 84: 881-890.
7. Borg E, Gröndahl K, Persson LG, Gröndahl HG. Marginal bone level around implants assessed in digital and film radiographs: in vivo study in the dog. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000; 2: 10-7.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Brasil. Ministério da Saúde. Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios-x diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências. Portaria n. 453, de 01 de junho de 1998. Diário Oficial da União 1998; 1998 jun 02.
9. Cheng JG, Zhang ZL, Wang XY, Zhang ZY, Ma XC, Li G. Detection accuracy of proximal caries by phosphor plate and cone-beam computerized tomography images scanned with different resolutions. *Clin Oral Investig*. 2011; 16: 1015–1021.
10. Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Impl Res*. 2009; 20: 113–123.
11. 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. *Dent Traumatol*. 2013; 29: 41-46.
12. Dawood A, Brown J, Sauret-Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012; 41: 70-74.
13. De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002; 31: 176–181.
14. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J*. 2011; 44: 136-147.

15. Gröndahl HG, Gröndahl K. Exame radiográfico do paciente candidato ao tratamento com implantes. In: Lindhe J, Lang NP, Karring T. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. 5 ed. Guanabara Koogan, 2010: 590-591.
16. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009; 107: 116-121.
17. Hausen H. Caries prediction--state of the art. Community Dent Oral Epidemiol. 1997; 25: 87-96.
18. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. Br J Radiol. 1995; 68: H166-172.
19. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. Int Endod J. 2010; 43: 798-807.
20. Kamburoğlu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Paksoy CS. Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 109: 63-69.
21. Lang NP, Araujo M, Karring T. Formação do osso alveolar. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP. Tratado de periodontia clínica e implantodontia oral. 4 ed. Guanabara Koogan, 2003: 866-867.
22. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. Int Endod J. 2011; 44: 1118-1127.

23. Liedke GS, da Silveira HE, 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. *J Endod.* 2009; 35: 233-235.
24. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137: S109-119.
25. Mahnken AH, Raupach R, Wildberger JE, Jung B, Heussen N, Flohr TG, et al. New algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: in vitro and in vivo evaluation after total hip replacement. *Invest Radiol* 2003; 38: 769-775.
26. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol.* 2005; 76: 665-673.
27. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol.* 2006; 77: 1234-1241.
28. Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod.* 2010; 36: 1879-1882.
29. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998; 8: 1558-1564.
30. Naitoh M, Nabeshima H, Hayashi H, Nakayama T, Kurita K, Arijji E. Postoperative assessment of incisor dental implants using cone-beam computed tomography. *J Oral Implantol.* 2010; 36: 377-384.

31. Neves FS, Vasconcelos TV, Campos PS, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Influence of scan mode (180°/360°) of the cone beam computed tomography for preoperative dental implant measurements. Clin Oral Implants Res; no prelo 2012.
32. Nevins M, Mellonig JT. Implantoterapia: abordagens clínicas e evidência de sucesso. 1ª Ed. (Quintessence). São Paulo: Quintessence; 2003.
33. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. J Endod. 2011; 37: 75-79.
34. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141: 41-50.
35. Quirynen M, Lekholm U. O sítio cirúrgico. In: Lindhe J, Lang NP, Karring T. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. 5 ed. Guanabara Koogan, 2010: 1030.
36. SEDENTEXCT. Radiation protection nº 172: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines). Luxemburgo: European Comission. [Acesso 2012 Dez 05]. Disponível em: [http://www.sedentexct.eu/files/radiation\\_protection\\_172.pdf](http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf)
37. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? Dent Clin North Am. 2008; 52: 707-730.
38. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. Clin Oral Implants Res. 2010; 21: 100-107.

39. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, *et al.* Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40: 265-273.
40. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActives) and conventional SLA titanium implants: A pilot study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2007; 34: 78-86.
41. Távora DM. Influência da aplicação de filtros na qualidade de imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.
42. Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, Covell DA Jr. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140: 734-744.
43. Torres MG, Campos PS, Segundo NP, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent.* 2012; 21: 150-155.
44. Villa R, Crespi R, Capparè P, Gherlone E. Immediate loading of a dental implant placed in fresh socket with acute dehiscence-type defect: a clinical case report. *J Periodontol.* 2010; 81: 953-957.
45. Wakoh M, Harada T, Otonari T, *et al.* Reliability of linear distance measurement for dental implant length with standardized periapical radiographs. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006; 47: 105–115.

46. Waltrick KB, Nunes de Abreu Junior MJ, Corrêa M, Zastrow MD, Dutra VD. Accuracy of linear measurements and visibility of the mandibular canal of cone-beam computed tomography images with different voxel sizes: an in vitro study. *J Periodontol.* 2013; 84: 68-77.

47. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod.* 2009; 108: 939-945.

48. White SC, Pharoah MJ. *Radiologia Oral.* 5ª ed (Elsevier). Rio de Janeiro: Elsevier; 2007.



## APÊNDICE 1: Metodologia expandida

O presente trabalho consistiu em estudo experimental *in vitro*, realizado em duas etapas. Dezesesseis fragmentos de costelas bovinas frescas foram previamente preparados para instalação de implantes de titânio. O preparo incluiu a remoção de tecidos moles, limpeza das peças e confecção dos defeitos, utilizando uma máquina padronizadora de preparos idealizada por Soares *et al.* (2008) e ponta diamantada esférica (3017HL, KG Sorensen, São Paulo/SP, Brasil) montada em caneta de alta rotação (Extra Torque 605C, Kavo Dental GmbH, Biberach an der Riß/BW, Alemanha). As costelas incluídas no estudo deveriam possuir espessura mínima de 6 mm, sendo excluídas aquelas com comprometimento da integridade da cortical de interesse, como rachaduras e concavidades.

Para simulação de deiscência, toda a ponta diamantada foi inserida na borda mais superior das costelas, promovendo a criação de um defeito circular de diâmetro e profundidade iguais a 2,5 mm. Posteriormente, um refinamento dos defeitos foi realizado de forma que adquirissem formato semicircular, com o desgaste do remanescente ósseo na porção superior da costela (Figura 1).

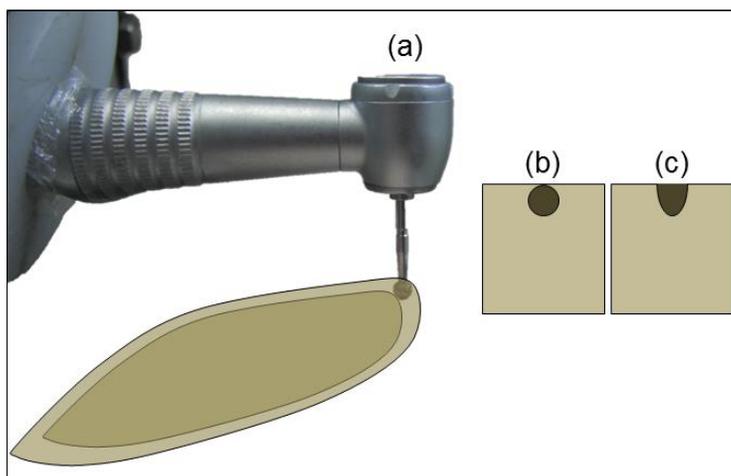


Figura 1. Desenho ilustrando a criação dos defeitos do tipo deiscência. Toda a ponta diamantada foi inserida no tecido ósseo (a) criando um defeito circular (b), que após refinamento adquiriu formato semicircular (c).

Para confecção dos defeitos do tipo fenestração, cavidades de formato circular foram confeccionadas a 10 mm da porção mais superior das costelas. Toda a ponta diamantada foi inserida no tecido ósseo (Figura 2), de forma que as dimensões de profundidade e diâmetro do defeito também fossem equivalentes ao diâmetro da ponta diamantada (2,5 mm).

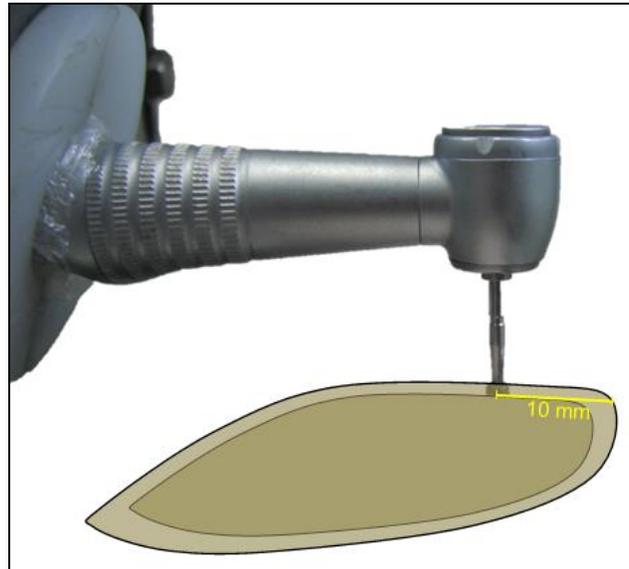


Figura 2. Desenho ilustrando a criação dos defeitos do tipo fenestração.

A distribuição dos defeitos foi aleatorizada, de forma a criar regiões para instalação dos implantes que contavam com dois sítios para avaliação: cervical para deiscência e apical para fenestração. Essas regiões possuíam as seguintes configurações: região com fenestração e sem deiscência (F1D0 = 25), região sem fenestração e com deiscência (F0D1 = 25), região com ambos os defeitos (F1D1 = 25) e região sem ambos os defeitos (F0D0 = 25). O total de sítios a serem avaliados correspondeu a 100 para fenestração (metade com fenestração – F1 – e metade sem fenestração – F0) e 100 para deiscência (metade com deiscência – D1 – e metade sem deiscência D0).

Após a criação dos defeitos, 100 implantes de titânio do tipo hexágono externo, medindo 11 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro (*Titamax, Neodent*,

Curitiba/PR, Brasil) foram instalados segundo protocolo sugerido pelo fabricante. Seis implantes foram instalados por costela, com distância mínima de 1,0 cm entre eles. Em quatro costelas, sete implantes foram instalados. O padrão ouro foi obtido por meio de análise macroscópica das costelas com os implantes instalados, atribuindo o escore 1 para presença do defeito (fenestração/deiscência), e 0 para ausência do defeito. Assim, cada implante possuía dois escores: um relativo à sua porção cervical (deiscência – 0 ou 1) e outro à sua porção apical (fenestração – 0 ou 1).

As costelas com os implantes instalados foram inseridas em recipiente plástico, contendo aproximadamente 1,0 l de água para simulação da atenuação dos raios X causada pelos tecidos moles, e fixadas com cera utilidade (*Epoxiglass, São Paulo/SP, Brasil*) a esse recipiente. O recipiente foi posicionado no tomógrafo computadorizado de feixe cônico *i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield/PA, EUA)* para aquisição das imagens tomográficas, de forma que as linhas de orientação sagital, coronal e axial fossem posicionadas aproximadamente nas porções centrais das costelas nessas três dimensões.

A aquisição das imagens foi realizada utilizando o programa *i-CAT Vision (Imaging Sciences International, Hatfield/PA, EUA)*, com os parâmetros descritos no Capítulo 1. Inicialmente, um *scout*<sup>1</sup> foi obtido para posicionamento da costela, de forma que todos os implantes estivessem posicionados dentro dos limites FOV (*Field of View* ou Campo de Visão) com dimensões de 8 x 8 cm. Ajustes no posicionamento eram realizados, caso necessário.

Após a aquisição, as imagens foram exportadas no formato “xstd” e importadas para o programa *XoranCat 3.0.34 (Xoran Technologies, Ann Arbor/MI, EUA)*, no qual foram avaliadas utilizando computador independente àquele de aquisição. Três cirurgiões-dentistas radiologistas com pelo menos três anos de experiência atuaram como

---

1. *Scout* consiste na imagem inicial adquirida em um exame de tomografia computadorizada, semelhante a uma radiografia, com a finalidade de orientar o posicionamento do paciente/objeto dentro do FOV.

avaliadores no estudo. A calibração abordou o manuseio do programa, manipulação das imagens tomográficas, além da demonstração de situações não incluídas no estudo, demonstrando implantes com defeitos dos tipos fenestração e deiscência peri-implantar, bem como implantes sem os defeitos. Todas as dúvidas e questionamentos foram solucionados durante a calibração. O ambiente no qual as sessões de calibração foram realizadas possuía iluminação reduzida e condições idênticas àquelas empregadas nas avaliações, que foram realizadas de forma randomizada e sem conhecimento prévio quanto ao protocolo de aquisição da imagem avaliada. O uso da ferramenta *zoom* e ajuste de brilho e contraste eram permitidos.

Na primeira etapa do estudo, cada implante foi avaliado individualmente quanto à presença ou ausência de deiscência peri-implantar, bem como quanto à presença ou ausência de fenestração peri-implantar. Assim, os dois sítios de cada implante (cervical e apical) foram avaliados simultaneamente. Os avaliadores foram aconselhados a realizar a avaliação de 20 implantes por dia, de forma a evitar fadiga visual. A relação de implantes a serem avaliados foi previamente aleatorizada, codificando-se o protocolo de aquisição e o número do implante.

As variáveis de resposta consideradas foram: defeito definitivamente ausente (1), provavelmente ausente (2), incerteza (3), provavelmente presente (4), definitivamente presente (5). Os escores atribuídos pelos avaliadores foram tabulados individualmente para fenestração e deiscência, utilizando o programa *Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation by Imprensa Systems, Santa Rosa/CA, EUA)*. Esses valores foram inseridos juntamente com o padrão ouro numa ferramenta virtual destinada à criação da Curva ROC (*Eng J. ROC analysis: web-based calculator for ROC curves. Johns Hopkins University, Baltimore/MD, EUA. Disponível em <http://www.jrocf.it.org>*). Os valores de área sob a curva foram tabulados individualmente para cada tipo de defeito, de acordo com cada avaliador e protocolo de aquisição, no pacote estatístico SPSS versão 17.0 (*SPSS, Chicago/IL, EUA*).

A influência dos parâmetros de giro de escaneamento (180° ou 360°) e tamanho de voxel (0,12 mm ou 0,2 mm) utilizados foi verificada através de um modelo de análise de variância (ANOVA). Comparações *post hoc* dos valores de área sob a curva ROC dos três protocolos e avaliadores foram realizadas utilizando o teste de *Bonferroni*. O nível de significância adotado foi de 5%. A hipótese de nulidade considerou não haver diferença estatística entre os parâmetros de giro (protocolos A e B) e tamanhos de voxel (protocolos B e C). Além disso, valores de diagnóstico (sensibilidade, especificidade, acurácia, valores preditivo positivo e negativo) foram obtidos para cada protocolo.

A análise de reprodutibilidade intraobservador e interobservador empregou 20% da amostra em uma segunda avaliação, realizada 30 dias após a primeira. O índice Kappa foi calculado, adotando-se a seguinte interpretação para os valores obtidos (Rosner, 2006): reprodutibilidade pobre (0,40), reprodutibilidade moderada (0,40-0,59), reprodutibilidade boa (0,60-0,74) e reprodutibilidade excelente (0,75-1,00).

As imagens tomográficas obtidas com o protocolo B (voxel de 0,2 mm e giro de 360°) foram utilizadas para a segunda etapa do estudo, que avaliou a influência de filtros de imagem no diagnóstico da deiscência peri-implantar. Para isso, além das imagens originais, três avaliadores aplicaram cinco filtros do programa *XoranCat* previamente às avaliações: *Angio Sharpen High 5x5*, *Shadow*, *Sharpen 3x3*, *Sharpen Mild* e *Smooth*.

Uma nova calibração foi realizada utilizando as imagens originais e imagens com filtros, em sessão semelhante à explicada anteriormente. As mesmas condições de avaliação foram instaladas, porém, as variáveis de resposta passaram a ser presença (1) ou ausência (0) de deiscência, analisando-se o sítio cervical dos implantes.

Os escores atribuídos pelos avaliadores foram tabulados empregando o programa *Microsoft Office Excel 2010* (*Microsoft Corporation by Impressa Systems, Santa Rosa/CA, EUA*). Tabelas 2 x 2 foram criadas confrontando as respostas dos avaliadores ao padrão ouro obtido. O teste de *McNemar* foi utilizado para testar a hipótese nula, que

considerou não haver discordância entre imagens (originais e com filtros) *versus* padrão-ouro. Uma segunda comparação também testou a hipótese nula que considerou não haver discordância entre imagens originais *versus* imagens com filtros. Além disso, valores de diagnóstico (sensibilidade, especificidade, acurácia, valores preditivo positivo e negativo) foram obtidos para cada filtro utilizado, além das imagens originais. Os índices Kappa para reprodutibilidade intraobservador e interobservador também foram obtidos e interpretados da mesma maneira descrita anteriormente.

**APÊNDICE 2:** Versão do artigo “*Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device*” em português

**Detecção de fenestração e deiscência peri-implantar utilizando dois modos de escaneamento e os menores tamanhos de voxel de um tomógrafo computadorizado de feixe cônico**

Sergio Lins de-Azevedo-Vaz, Karla de Faria Vasconcelos, Frederico Sampaio Neves, Saulo Leonardo Sousa Melo, Paulo Sérgio Flores Campos, Francisco Haiter-Neto, DDS

Relevância clínica: Este artigo apresenta dados relevantes a respeito das dificuldades na detecção de defeitos ósseos corticais, relacionadas aos artefatos produzidos pelo titânio. Essas dificuldades não foram previamente mensuradas e os parâmetros de aquisição tomográfica não foram testados com o fim de minimizar os artefatos.

Recebido para publicação em 7/7/2012; retornado para revisão em 9/10/2012; aceito para publicação em 15/10/2012.

**\*Artigo publicado no periódico *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, volume 115, número 1, Janeiro de 2013.**

<http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2012.10.003>

## RESUMO

Objetivo: Determinar a acurácia da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) na detecção de fenestração e deiscência peri-implantar, bem como determinar a influência de dois tamanhos de voxel e modos de escaneamento.

Delineamento experimental: Cem implantes de titânio foram instalados em costelas bovinas, nas quais defeitos dos tipos fenestração e deiscência foram simulados. As imagens foram adquiridas utilizando três protocolos do tomógrafo *i-CAT NG*: A) 0,2 mm voxel com meio-giro (180°); B) 0,2 mm voxel com giro completo (360°); C) 0,12 mm voxel com giro completo (360°). Curvas ROC foram criadas e os valores de diagnóstico foram obtidos. Os valores de Az foram comparados utilizando a Análise de Variância.

Resultados: Os valores de Az no protocolo A para deiscência foram significativamente menores do que aqueles dos protocolos B e C ( $P < .01$ ). Contudo, não diferiram estatisticamente para fenestração ( $P > .05$ ).

Conclusões: O protocolo B obteve os maiores valores. Os tamanhos de voxel não influenciaram no diagnóstico de fenestração e deiscência, embora o giro completo tenha sido melhor que o meio-giro para deiscência. (Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2013;115:121-127)

Palavras-Chave: Implantes dentários; peri-implantite; tomografia computadorizada de feixe cônico; artefatos.

## INTRODUÇÃO

A literatura tem demonstrado que ao menos 1 mm de cobertura óssea ao redor do implante é necessária para que o tratamento seja bem-sucedido.<sup>1</sup> Entretanto, condições

anatômicas desfavoráveis podem oferecer volume ósseo insuficiente, resultando em posicionamento incorreto dos implantes, o que, por sua vez, pode acarretar em defeitos ósseos corticais como as fenestrações e deiscências. A deiscência peri-implantar é caracterizada pela ausência de osso a partir da porção cervical do implante, enquanto que a ausência de osso em parte do implante, com cobertura óssea na porção cervical, é denominada fenestração peri-implantar. Ambos os defeitos podem ser causados por posicionamento incorreto dos implantes, mas existem outros dois fatores etiológicos que podem estar envolvidos: carga oclusal excessiva e inflamação desencadeada pela presença de biofilme. Esses defeitos impedem a superfície do implante de ser completamente coberta por osso, comprometendo a estética e higiene.<sup>1</sup> Um diagnóstico precoce de defeitos ósseos peri-implantares corticais é importante, uma vez que podem resultar em recessão gengival, perda óssea e perda do implante.<sup>2</sup>

A radiografia periapical segundo a técnica do paralelismo é o atual método por imagem de escolha para a avaliação longitudinal de implantes dentários. Ela emprega baixas doses de radiação X, possui baixo custo operacional, pode ser feita no consultório odontológico<sup>3</sup> e fornece acurácia suficiente para esse fim.<sup>4-6</sup> Contudo, por ser uma imagem bidimensional, a radiografia periapical é limitada em determinar a ocorrência de fenestrações ou deiscências peri-implantares, uma vez que apenas o osso interproximal pode ser visualizado.<sup>7</sup> A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) fornece informações tridimensionais das corticais ósseas vestibulares e linguais adjacentes aos implantes dentários. Dessa forma, é possível evitar procedimentos de reentrada cirúrgica para determinar a cobertura óssea ao redor de implantes dentários, como nos casos de fenestração e deiscência.<sup>3</sup>

De acordo com a literatura, a avaliação pós-operatória de implantes dentários com a TCFC é comprometida pela presença dos artefatos produzidos pelo titânio no fenômeno de endurecimento do feixe (*beam-hardening*).<sup>7</sup> O tamanho de voxel e o modo de escaneamento (180°/360°) podem melhorar a qualidade de imagem e o diagnóstico de

determinadas condições.<sup>8-13</sup> Contudo, os efeitos desses parâmetros de aquisição na redução dos artefatos e na detecção de defeitos ósseos corticais peri-implantares ainda não foram estudados. A acurácia da TCFC na detecção de fenestração e deiscência peri-implantar também não foi identificada, embora esses valores já sejam conhecidos em estudos realizados com crânios dentados.<sup>2,14</sup>

Diante do exposto, o presente estudo se propôs a determinar a acurácia da TCFC na detecção de fenestração e deiscência peri-implantar, além de determinar a influência de dois tamanhos de voxel pequenos e dois modos de escaneamento de um equipamento. As variáveis e fatores em estudo foram, respectivamente, presença/ausência de fenestração e deiscência, tamanhos de voxel e giro de escaneamento.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

O projeto de estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas (Protocolo 084/2011). Um dos pesquisadores criou defeitos para simular fenestração e deiscência em fragmentos de costelas bovinas frescas, utilizando uma máquina padronizadora de preparos<sup>15</sup> e uma ponta diamantada esférica (3017HL; KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Esses defeitos possuíam diâmetro de 2,5 mm e formato circular para fenestração e semicircular para deiscência. As costelas bovinas foram empregadas para simulação tomográfica do osso alveolar.<sup>16</sup>

Os defeitos do tipo deiscência foram criados na porção mais superior das costelas, que corresponderiam à porção cervical dos implantes que seriam instalados; enquanto que os defeitos do tipo fenestração foram criados a 10 mm dessa região para corresponderem à porção apical dos implantes. A distribuição dos defeitos foi feita aleatoriamente nos sítios cervicais e/ou apicais dos implantes. Cem implantes de titânio

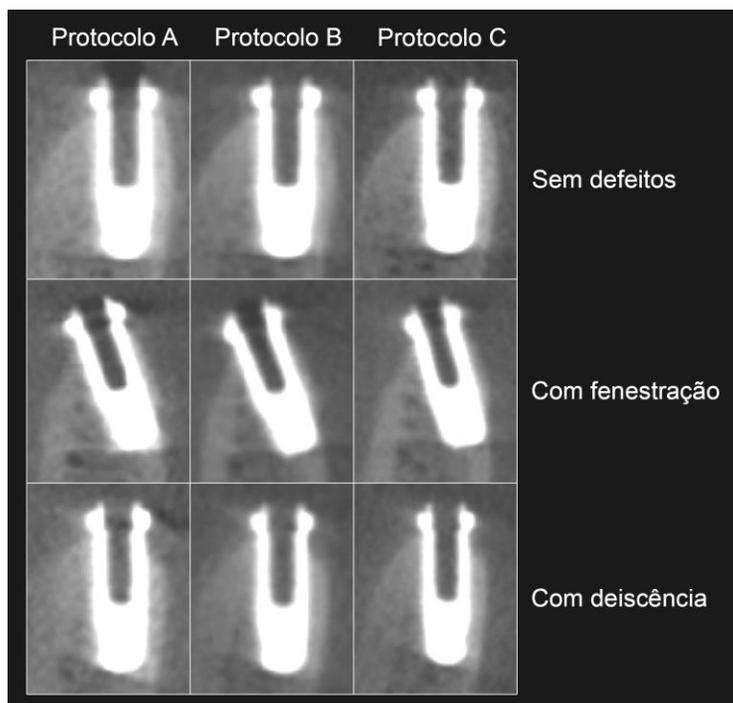
com dimensões de 3,75 x 11 mm (Titamax; Neodent, Curitiba, PR, Brasil) foram então instalados após a criação de todos os defeitos.

As costelas com os implantes foram inseridas em um recipiente contendo água para simulação da atenuação dos raios X provocada pelos tecidos moles, e as aquisições tomográficas foram realizadas no equipamento *i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA)* empregando um FOV (*Field of View* ou campo de visão) de 8 x 8 cm. Três protocolos foram utilizados: A) voxel de 0,2 mm, meio-giro (180°); B) voxel de 0,2 mm voxel, giro completo (360°); C) voxel de 0,12 mm, giro completo (360°). Suas especificações e parâmetros de exposição estão descritos na Tabela I. A amostra final consistiu em 100 sítios para avaliação de fenestração (50 com defeitos e 50 sem) e 100 sítios para deiscência (50 com defeitos e 50 sem). A Figura 1 ilustra exemplos de implantes com e sem os defeitos.

**Tabela I.** Parâmetros de exposição dos protocolos testados

<i>Protocolo</i>	<i>Voxel</i>	<i>Giro de escaneamento</i>	<i>Tempo de escaneamento</i>	<i>mAs</i>
A	0,2 mm	180°	14,7 s	20,27
B	0,2 mm	360°	26,9 s	37,07
C	0,12 mm	360°	26,9 s	37,07

Os parâmetros de quilovoltagem e miliamperagem foram fixados em 120 e 5, respectivamente.



**Fig. 1.** Cortes sagitais demonstrando implantes com e sem defeitos. Protocolo A: 0,2 mm voxel com meio-giro (180°); B: 0,2 mm voxel com giro completo (360°); C: 0,12 mm voxel com giro completo (360°).

Três cirurgiões-dentistas radiologistas com pelo menos três anos de experiência em TCFC foram calibrados para o estudo. Eles deveriam avaliar individualmente todas as imagens no programa *Xorancat software version 3.0.34* (*Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, EUA*), sob iluminação reduzida. Os avaliadores poderiam utilizar a ferramenta *zoom*, ajustar brilho e contraste, mas o uso de filtros de imagem foi proibido. Para as avaliações, foi adotada uma escala de cinco pontos para presença/ausência dos defeitos (1- definitivamente ausente; 2- provavelmente ausente; 3- incerteza; 4- provavelmente presente; 5- definitivamente presente). As imagens foram reavaliadas após 30 dias para cálculo de reprodutibilidade intraobservador e interobservador, utilizando o índice kappa (reprodutibilidade fraca, 0,40; moderada 0,40-0,59; boa, 0,60-0,74; excelente, 0,75-1,00).

As respostas foram tabuladas com o padrão ouro (obtido por meio de análise macroscópica das costelas) e inseridas numa ferramenta virtual para criação de curvas

ROC (*Receiver Operating Characteristic*) (*Russell H. Morgan Department of Radiology and Radiological Science, Johns Hopkins University, Baltimore, MD, EUA*)<sup>17</sup> de acordo com cada avaliador e protocolo testado. Os valores de diagnóstico para cada protocolo testado foram calculados e os valores de área sob a curva (Az) foram comparados utilizando um modelo de análise de variância (ANOVA) e teste *post hoc* de *Bonferroni*, com nível de significância adotado em 5%. A hipótese nula considerou não haver diferença estatística entre modos de escaneamento (protocolos A e B) ou entre tamanhos de voxel (protocolos B e C). Os testes Kappa e ANOVA foram realizados no pacote estatístico *SPSS versão 17.0 para Windows (SPSS, Chicago, IL, EUA)*.

## RESULTADOS

Os valores de kappa indicaram reprodutibilidades intraobservador e interobservador excelentes para fenestração, variando de moderada a excelente para deiscência (Tabela II).

**Tabela II.** Valores de kappa para reprodutibilidade intraobservador e interobservador

	Protocolo A			Protocolo B			Protocolo C		
	Obs 1	Obs 2	Obs 3	Obs 1	Obs 2	Obs 3	Obs 1	Obs 2	Obs 3
Fenestração									
Obs 1	0,89	-	-	0,89	-	-	0,80	-	-
Obs 2	0,87	0,76	0,81	0,82	0,79	0,80	0,80	0,77	0,79
Obs 3	0,79	-	1,00	1,00	-	1,00	0,80	-	1,00
Deiscência									
Obs 1	0,42	-	-	0,61	-	-	0,64	-	-
Obs 2	0,44	0,41	0,41	0,66	0,60	0,76	0,65	0,61	0,67
Obs 3	0,48	-	0,40	0,66	-	0,62	0,61	-	0,63

Protocolo A: 0,2 mm voxel com meio-giro (180°); B: 0,2 mm voxel com giro completo (360°); C: 0,12 mm voxel com giro completo (360°). *Obs.*, Observador.

A Tabela III apresenta os valores de Az para os observadores. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os protocolos testados para fenestração. Entretanto, o protocolo A resultou em valores de Az estatisticamente menores do que aqueles fornecidos pelos protocolos B e C para deiscência.

**Tabela III.** Área sob a curva ROC (Az) para os observadores nos protocolos testados

	<i>Obs 1</i>	<i>Obs 2</i>	<i>Obs 3</i>	<i>Média (DP)</i>
<b>Fenestração</b>				
Protocolo A	0,87	0,89	0,92	0,89 (0,03)*
Protocolo B	0,95	0,89	0,95	0,93 (0,03)*
Protocolo C	0,92	0,94	0,97	0,94 (0,03)*
<b>Deiscência</b>				
Protocolo A	0,68	0,69	0,66	0,68 (0,02)†
Protocolo B	0,76	0,72	0,74	0,74 (0,02)‡
Protocolo C	0,75	0,73	0,71	0,73 (0,02)‡

Abreviações como na Tabela II.

\* Não diferiu estatisticamente ( $P > ,05$ ).

†Diferença estatisticamente significativa de ‡ ( $P < ,01$ ).

‡Diferença estatisticamente significativa de † ( $P < ,01$ ).

A Tabela IV contém os valores de sensibilidade, especificidade, acurácia, valores preditivos positivo (VPP) e negativo (VPN) para os protocolos testados. Tanto para fenestração como para deiscência, os valores obtidos com o protocolo B foram os maiores, enquanto que aqueles do protocolo A foram os menores.

**Tabela IV.** Valores de diagnóstico para os protocolos testados

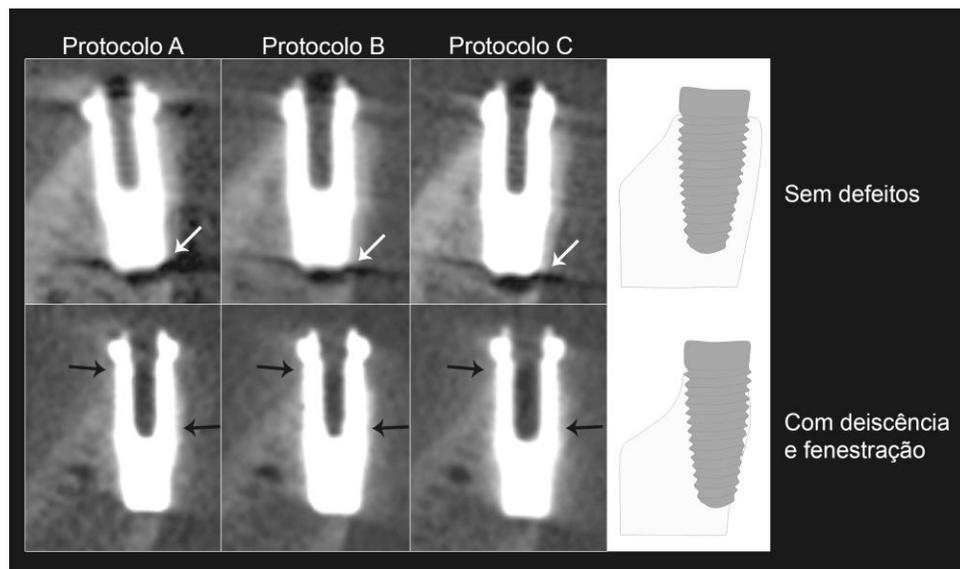
	<i>Sensibilidade</i>	<i>Especificidade</i>	<i>Acurácia</i>	<i>VPP</i>	<i>VPN</i>
Fenestração					
Protocolo A	0,87	0,85	0,86	0,84	0,86
Protocolo B	0,90	0,95	0,93	0,95	0,90
Protocolo C	0,89	0,94	0,92	0,93	0,89
Deiscência					
Protocolo A	0,53	0,69	0,61	0,63	0,59
Protocolo B	0,56	0,75	0,66	0,70	0,63
Protocolo C	0,55	0,75	0,65	0,69	0,63

*VPP, Valor preditivo positivo; VPN, valor preditivo negativo; demais abreviações como na Tabela II.*

## DISCUSSÃO

As radiografias periapicais são normalmente empregadas na avaliação pós-operatória em Implantodontia diante de sua maior acurácia na identificação da osteointegração ou peri-implantite.<sup>18</sup> Também são utilizadas para averiguar o nível ósseo interproximal peri-implantar.<sup>3</sup> Um trabalho recente demonstrou que a radiografia periapical digital pode fornecer um diagnóstico mais rápido e confiável, com acurácia semelhante aos sistemas convencionais.<sup>19</sup> Contudo, quando as imagens bidimensionais são insuficientes em fornecer informações, como em relação à presença de defeitos do tipo fenestração ou deiscência peri-implantar, a TCFC deve ser considerada como uma maneira de evitar procedimentos de reentrada cirúrgica.<sup>3</sup> Já foi demonstrado que a TCFC pode determinar a espessura óssea de corticais adjacentes a implantes dentários, particularmente quando os tamanhos de voxel empregados são menores.<sup>16</sup> A TCFC também se mostrou acurada na mensuração de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares, com melhor qualidade de imagem em relação às radiografias periapicais e panorâmicas.<sup>2,20</sup>

É sabido que os artefatos metálicos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe podem impossibilitar a visualização da interface osso-implante.<sup>7,21</sup> Esse fenômeno ocorre especialmente na presença de materiais de alta densidade física (ex.: coroas de amálgama), mas também em ligas leves como o titânio.<sup>22</sup> O implante é considerado um filtro, uma vez que torna o feixe policromático de radiação X mais “duro”, isto é, como ondas de maior energia.<sup>21,22</sup> Frente a essa situação, os valores de tons de cinza da imagem são menores do que seriam normalmente. Os efeitos do fenômeno de endurecimento do feixe podem ser visualizados na Figura 2. As setas brancas demonstram áreas de artefato que simulam defeitos de fenestração e deiscência em implantes nos quais esses defeitos não foram confeccionados. Assim, a avaliação de corticais peri-implantares deve ser realizada sob atenção, a fim de evitar diagnósticos falso-positivos.



**Fig. 2.** A disposição simétrica das linhas hipodensas indicadas pelas setas brancas é um forte indicativo de artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento de feixe. As setas pretas apontam áreas de osso cortical delgado, que apresenta difícil visualização nos cortes tomográficos.

Em determinadas situações, como na Figura 2, o osso cortical é extremamente delgado e apresenta difícil visualização na imagem tomográfica. Apesar disso, alguns estudos têm demonstrado ser possível avaliar corticais peri-implantares, mesmo aquelas

que apresentam espessura reduzida.<sup>2,16,23,24</sup> Os resultados do presente estudo corroboram esses achados, uma vez que os valores de diagnóstico encontrados para a detecção de fenestração e deiscência foram considerados clinicamente aceitáveis. Tal conclusão pode ser feita baseando-se na soma dos valores de sensibilidade e especificidade ou VPP e VPN. De acordo com Blitcher *et al.* (2005),<sup>25</sup> um teste de diagnóstico possui boa validade quando esse valor é de no mínimo 1,20. No presente estudo, o menor valor obtido para essa soma foi atribuído ao Protocolo A para deiscência (1,22).

Os resultados do presente estudo demonstraram que foi mais fácil detectar fenestrações do que deiscências. Os valores de kappa demonstraram excelentes reprodutibilidades intraobservador e interobservador para fenestração, mas variaram de moderada a excelente para deiscência. Os valores de reprodutibilidade intraobservador também foram menores para deiscência do que para fenestração, indicando que um mesmo indivíduo pode lidar com consideráveis dificuldades nesse diagnóstico. No entanto, as fenestrações mostraram-se mais facilmente detectáveis, especialmente se o implante possui angulação exagerada, como o caso demonstrado na Figura 1. Por outro lado, a semelhança entre os valores de tons de cinza do delgado osso marginal e tecidos moles torna a detecção tomográfica de deiscência difícil, especialmente sob a influência adicional de artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe. Isso é claramente demonstrado pelos baixos valores de sensibilidade e NPV atribuídos à deiscência, que indicaram uma alta taxa de diagnósticos falso-negativos. De forma semelhante, Raes *et al.* (2011)<sup>3</sup> demonstraram que a TCFC subestimou de forma significativa o nível ósseo interproximal peri-implantar. Os defeitos simulados no presente estudo possuíam 2,5 mm de diâmetro, situação que se refere a uma perda óssea leve. Estudos avaliando defeitos de maiores dimensões são recomendados, a fim de determinar se seriam diagnosticados mais facilmente.

O tamanho do voxel está diretamente relacionado à resolução espacial de uma imagem e, geralmente, quanto menor o seu tamanho, maiores são a resolução espacial e

visualização de detalhes.<sup>26</sup> Assim, o presente estudo empregou os menores tamanhos de voxel do tomógrafo *i-CAT NG* para avaliar a acurácia da TCFC na detecção dos defeitos estudados, utilizando a melhor resolução possível. Analisando os valores de  $A_z$ , é possível notar que os valores obtidos com voxel de 0,12 mm (Protocolo C) não foram maiores do que aqueles fornecidos quando o tamanho de voxel foi de 0,2 mm (Protocolo B), para ambos os defeitos. Foi possível concluir, então, que os tamanhos de voxel não influenciaram na detecção tomográfica de defeitos dos tipos fenestração e deiscência peri-implantar. Na verdade, o voxel de 0,12 mm forneceu valores relativamente menores do que aqueles referentes ao voxel de 0,2 mm. Acredita-se que a diferença entre as dimensões de voxels testados não foi suficiente para aumentar a resolução espacial da imagem de forma estatisticamente significativa. Além disso, outros estudos demonstraram pouca influência do tamanho do voxel na detecção de reabsorção radicular externa,<sup>8,27</sup> reabsorção radicular interna,<sup>9</sup> lesões cáries oclusais,<sup>28</sup> fraturas radiculares,<sup>10,29</sup> e mensuração de sítios para implante.<sup>13,30</sup>

Tamanhos de voxel maiores (ex.: 0,3 e 0,4 mm) provavelmente resultariam em menores valores de  $A_z$ , no entanto não foram incluídos neste estudo pelo fato de Razavi *et al.* (2010)<sup>16</sup> já terem determinado que voxels desse tamanho produzem resolução insuficiente do osso cortical adjacente a implantes dentários. Estudos clínicos em Implantodontia também empregam tamanhos menores de voxel, uma vez que o osso cortical delgado pode ser velado na TCFC.<sup>3,24</sup>

O sinal das imagens em TCFC é obtido de várias imagens bidimensionais multiangulares (imagens-base ou *frames*) obtidas durante a aquisição tomográfica. É sabido que o aumento no número de imagens-base obtidas resulta em aumento do sinal adquirido.<sup>26</sup> Entretanto, uma representação confiável de um objeto tomografado é possível a partir de um número finito de imagens-base obtidas em um giro do conjunto fonte-detector de pelo menos 180°.<sup>21</sup> O presente estudo também se propôs a avaliar se o modo de escaneamento de meio-giro seria diferente do giro completo para a detecção de

fenestração e deiscência peri-implantar. Os resultados indicaram que o meio-giro (Protocolo A) foi similar ao giro completo (Protocolo B) para fenestração, enquanto que o primeiro foi estatisticamente pior do que o segundo para deiscência. Entretanto, outros estudos têm relatado melhores resultados para o modo de escaneamento de meio-giro no planejamento pré-operatório em Implantodontia<sup>31</sup>, na detecção de periapicopatias<sup>11</sup> e reabsorção radicular externa.<sup>12</sup> No entanto, essas conclusões consideram que a menor dose aplicada no modo de escaneamento de meio-giro, associada à acurácia semelhante àquela do giro completo, justifica a sua preferência. Sabe-se que o tempo de exposição está diretamente relacionado à dose de radiação X empregada em TCFC, de forma que o modo de meio-giro relaciona-se a uma dose de radiação X menor, já que o tempo de exposição empregado é menor do que aquele do giro completo. Os modos de escaneamento de meio-giro e giro completo não foram comparados utilizando o voxel de 0,12 mm porque o tomógrafo usado não permite a seleção de giro completo com esse tamanho de voxel.

Até o presente momento, poucos estudos foram feitos para determinar as doses efetivas do tomógrafo *i-CAT NG*, empregando FOV de 8 x 8 cm. Um estudo recente realizado por Morant *et al.* (2012)<sup>32</sup> apontou redução de aproximadamente 40% nas doses produzidas pelo modo de escaneamento de meio-giro em relação ao giro completo. Apesar de terem utilizado o FOV de 8 x 8 cm, os tamanhos de voxel utilizados foram maiores do que os do presente estudo (0,3 e 0,4 mm), os quais requerem menor tempo de exposição. O estudo de Grunheid *et al.* (2012)<sup>33</sup> indicou doses efetivas de 134,2  $\mu\text{Sv}$  (equivalente a cerca de seis radiografias panorâmicas) para o protocolo de giro completo, com voxel de 0,2 mm e FOV de 8 x 8 cm. Ludlow & Ivanovic (2008)<sup>34</sup> relataram valores de dose efetiva maiores para os modos de giro completo nos tomógrafos *Prexion 3D* (189  $\mu\text{Sv}$ ) e *CB Mercuray* (407  $\mu\text{Sv}$ ).

A Comissão Internacional de Radioproteção (*International Commission on Radiological Protection*, 2007)<sup>35</sup> e o Projeto “Segurança e eficácia de uma nova e

emergente modalidade de imagem odontológica empregando os raios X” (*Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality Project*, 2012)<sup>36</sup> dispõem que imagens de alta qualidade não são essenciais para todas as tarefas de diagnóstico, mas que a qualidade de imagem depende da tarefa. Uma redução de dose excessiva pode, inadvertidamente, afetar a qualidade da imagem e reduzir a detecção de lesões. Dessa forma, considerando ambos os defeitos estudados neste trabalho, recomenda-se que um modo de escaneamento de giro completo seja utilizado, já que um menor FOV (incluindo apenas a região de interesse) pode ser selecionado. Exames tomográficos pós-operatórios de rotina exclusivamente destinados à detecção de fenestração e deiscência peri-implantar são desaconselhados, ficando a aquisição indicada apenas quando existe a suspeita de tais defeitos, e quando esse diagnóstico possuir o potencial de alterar o plano de tratamento oferecido ao paciente.

Na prática clínica, a detecção tomográfica de fenestração e deiscência peri-implantar possivelmente possui uma acurácia menor, graças à presença dos dentes, restaurações metálicas e outros produtores de artefatos. As costelas bovinas utilizadas no estudo não refletem fielmente uma situação clínica, na qual mais estruturas estão na trajetória do feixe de radiação X. Contudo, acredita-se que o modelo experimental empregado tenha fornecido uma valiosa estimativa do que ocorre *in vivo*, por ter sido notada clinicamente uma dificuldade maior na detecção tomográfica de deiscência do que de fenestração, mesmo em regiões dentadas. Leung *et al.* (2010)<sup>14</sup> demonstrou valores de sensibilidade e especificidade semelhantes aos do presente estudo, apesar de terem sido encontrados maiores valores de VPN (0,95) e menores valores de VPP (deiscência 0,50; fenestração 0,25). Essas diferenças provavelmente se justificam pelas particularidades metodológicas envolvidas, além de um menor número de artefatos, uma vez que esses autores estudaram regiões dentadas.

É importante ressaltar que os resultados apresentados neste estudo referem-se exclusivamente ao tomógrafo *i-CAT NG*, pois outros equipamentos podem fornecer

diferentes resultados diante de particularidades relativas ao receptor de imagem (*flat-panel*, intensificador de imagem, ou CMOS), à energia da fonte de radiação (quilovoltagem e miliamperagem), método de geração dos raios X (pulsado ou contínuo), tamanhos de voxel e FOV empregados. Tais parâmetros produzem diferentes qualidades de imagem e ruído, dependendo do tomógrafo considerado.<sup>37</sup>

## **CONCLUSÃO**

O protocolo B forneceu os maiores valores de diagnóstico tanto para fenestração, quanto para deiscência peri-implantar. O primeiro tipo de defeito pode ser bem diagnosticado utilizando um modo de escaneamento de meio-giro (180°), enquanto que o segundo requer um giro de escaneamento completo (360°). O voxel de 0,12 mm não produziu melhores resultados do que o voxel de 0,2 mm para ambos os defeitos. No entanto, o giro completo parece reduzir a quantidade de artefatos produzidos diante dos melhores resultados observados para deiscência, porém estudos quantitativos são necessários para elucidar essa suposição. Diante dos resultados obtidos, para avaliar a integridade das corticais ósseas adjacentes a implantes dentários, protocolos de TCFC com giro completo e voxel de 0,2 mm são recomendados, utilizando FOV de tamanho compatível com a área de interesse.

## **REFERÊNCIAS**

1. Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:294-301.

2. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77:1234-41.
3. Raes F, Renckens L, Aps J, Cosyn J, Bruyn H. Reliability of circumferential bone level assessment around single implants in healed ridges and extraction sockets using cone beam CT. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011. [In press].
4. de Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:176-81.
5. Wakoh M, Harada T, Otonari T, Otonari-Yamamoto M, Ohkubo M, Kousuge Y, et al. Reliability of linear distance measurement for dental implant length with standardized periapical radiographs. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006;47:105-15.
6. Adriaens PA, de Boever J, vande Velde F. Comparison of intraoral long-cone paralleling radiographic surveys and orthopantomographs with special reference to the bone height. *J Oral Rehabil* 1982;9:355-65.
7. Angelopoulos C, Aghaloo T. Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 2011;55:141-58.
8. Liedke GS, da Silveira HE, 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. *J Endod* 2009;35:233-5.
9. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J* 2010;43:798-807.

10. Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod* 2010;36:1879-82.
11. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. *Int Endod J* 2011;44:1118-27.
12. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J* 2011;44:136-47.
13. Waltrick KB, de Abreu Junior MJ, Corrêa M, Zastrow MD, d'Avila Dutra V. Accuracy of linear measurements and visibility of the mandibular canal on cone-beam computed tomography images with different voxel sizes: an in vitro study. *J Periodontol*. [In press].
14. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S109-19.
15. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. *Braz Oral Res* 2008;22:281-7.
16. 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;21:718-25.
17. Eng J. ROC analysis: web-based calculator for ROC curves; updated 2006. Baltimore (MD): Johns Hopkins University. Available at: <http://www.jrocfits.org/>.

18. Dave M, Davies J, Wilson R, Palmer R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res*. [In press].
19. Sirin Y, Horasan S, Yaman D, Basegmez C, Tanyel C, Aral A, Guven K. Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study. *J Oral Maxillofac Surg* 2012;70:1540-50.
20. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005;76:665-73.
21. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:100-7.
22. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265-73.
23. Shiratori LN, Marotti J, Yamanouchi J, Chilvarquer I, Contin I, Tortamano-Neto P. Measurement of buccal bone volume of dental implants by means of cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:797-804.
24. Naitoh M, Nabeshima H, Hayashi H, Nakayama T, Kurita K, Arijji E. Postoperative assessment of incisor dental implants using conebeam computed tomography. *J Oral Implantol* 2010;36:377-84.
25. Blicher B, Joshipura K, Eke P. Validation of self-reported periodontal disease: a systematic review. *J Dent Res* 2005;84:881-90.
26. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc* 2010;3:3S-6S.

27. Neves FS, Vasconcelos TV, Vaz SL, Freitas DQ, Haiter-Neto F. Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography. *Int Endod J* 2012;45:234-9.
28. Kamburoglu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Paksoy CS. Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:63-9.
29. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod* 2011;37:75-9.
30. Torres MG, Campos PS, Segundo NP, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent* 2012;21:150-5.
31. Dawood A, Brown J, Sauret-Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:70-4.
32. Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol*. [In press].
33. Grünheid T, Schieck JRK, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital X-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:436-43.
34. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-14.

35. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication. Ann ICRP 2007;37:1-332.

36. Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality. Radiation protection no. 172: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (evidence-based guidelines). 2012. Available at: [http://www.sedentext.eu/files/radiation\\_protection\\_172.pdf](http://www.sedentext.eu/files/radiation_protection_172.pdf).

37. 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. Eur J Radiol 2010;75:265-9.

**APÊNDICE 3:** Versão do artigo “*Enhancement CBCT filters improve in vitro periimplant dehiscence detection*” em português

### **Filtros da TCFC melhoram a detecção de deiscência peri-implantar *in vitro***

Sergio L de-Azevedo-Vaz, Phillippe NB Alencar, Karla Rovaris, Paulo SF Campos, e Francisco Haiter-Neto

**\*Artigo submetido ao periódico *Journal of Periodontology* em 21/02/2013**

#### **RESUMO**

**Problematização:** A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) permite o registro das corticais ósseas adjacentes a implantes dentários, mas os artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe dificultam a sua visualização. Os filtros da TCFC realçam aspectos na imagem não visualizados prontamente nas imagens originais. Assim, o presente estudo se propôs a avaliar se os filtros da TCFC poderiam melhorar a detecção de deiscência peri-implantar.

**Métodos:** Cem implantes de titânio foram instalados em costelas bovinas nas quais defeitos simulando deiscência foram previamente criados. As imagens foram adquiridas utilizando um FOV de 8 x 8 cm, voxel de 0,2 mm, e giro de escaneamento completo (360°). Três cirurgiões-dentistas radiologistas avaliaram as imagens com e sem os seguintes filtros: *Angio Sharpen High 5x5*, *Shadow*, *Sharpen 3x3*, *Sharpen Mild* e *Smooth*. Valores de acurácia, sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivo e negativo (VPP e VPN) foram determinados. O teste de McNemar verificou a discordância entre imagens *versus*

padrão ouro, além das imagens originais *versus* imagens com filtros, com nível de significância adotado em 1%.

Resultados: O filtro *Sharpen 3x3* apresentou os maiores valores de acurácia (0,74) e VPN (0,73). Especificidade (0,84) e VPP (0,76) foram maiores para as imagens originais. O filtro *Shadow* obteve o maior valor de sensibilidade (0,80), mas também uma alta taxa de diagnósticos falso-positivos. A detecção de deiscência utilizando as imagens originais e o filtro *Shadow* discordou do padrão ouro ( $P < 0,01$ ), bem como quando os filtros foram utilizados ao invés das imagens originais ( $P < 0,01$ ).

Conclusão: Com exceção do filtro *Shadow*, todos os filtros testados melhoraram a detecção de deiscência peri-implantar. O filtro *Sharpen 3x3* foi considerado o melhor para esse fim.

Palavras-Chave: Implantes dentários, perda óssea alveolar, peri-implantite, tomografia computadorizada, Intensificação de imagem radiográfica

## INTRODUÇÃO

Em Implantodontia, uma cobertura óssea de pelo menos 1 mm ao redor do implante é desejável para que se determine um tratamento como bem-sucedido.<sup>1</sup> A distância do ombro do implante à crista óssea alveolar também representa outro parâmetro de referência utilizado. Quando o implante apresenta-se descoberto desde a sua porção cervical, o defeito é denominado deiscência. Espessura óssea insuficiente e o posicionamento desfavorável do implante são considerados fatores etiológicos. Nesses casos, a estética e a higiene são comprometidas.<sup>1</sup> A detecção precoce de deiscência peri-implantar é importante, uma vez que esse tipo de defeito pode resultar em recessão gengival, perda óssea e perda do implante.<sup>2</sup>

A deiscência peri-implantar normalmente não é detectada por meio de exames radiográficos bidimensionais, pois o defeito se desenvolve nas corticais vertibulares ou linguais/palatinas.<sup>3</sup> A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), por sua vez,

fornece imagens tridimensionais do osso cortical adjacente aos implantes. Entretanto, artefatos produzidos por metais tornam o diagnóstico desses defeitos difícil e trabalhoso, pois reduzem o contraste da imagem, bem como a visualização das estruturas anatômicas e regiões de interesse adjacentes.<sup>4</sup> Por causa disso, considera-se que a avaliação pós-operatória de implantes dentários é comprometida pelos artefatos produzidos pelo titânio, mediante o fenômeno de endurecimento do feixe (*beam-hardening*).<sup>3,4</sup> Dessa forma, a TCFC demonstrou-se menos acurada na detecção de deiscência peri-implantar do que na identificação de defeitos do tipo fenestração peri-implantar, em estudo *in vitro* anterior.<sup>5</sup>

Filtros de imagem são ferramentas disponíveis em programas de TCFC e radiologia digital, desenvolvidas para realçar as imagens mediante a redução e aumento matemático de características específicas da imagem, destinadas a uma tarefa de diagnóstico específica.<sup>6</sup> Existe certa controvérsia quanto ao benefício do uso de filtros no diagnóstico de lesões cariosas,<sup>6-14</sup> enquanto que não parece haver influência dessas ferramentas na detecção de fraturas radiculares e diagnóstico periodontal.<sup>15-19</sup> Para a mensuração radiográfica do nível ósseo peri-implantar, entretanto, o uso dos filtros de imagem resultou em acurácia estatisticamente superior.<sup>20,21</sup>

Com relação aos filtros da TCFC, existe uma pequena influência na detecção de reabsorção radicular externa,<sup>22</sup> enquanto que uma melhora estatisticamente significativa foi observada no diagnóstico de fraturas radiculares.<sup>15</sup> Diante do exposto, o presente estudo se propôs a avaliar se os filtros da TCFC poderiam beneficiar a detecção de deiscência peri-implantar. As variáveis e fatores em estudo foram, respectivamente, presença/ausência de deiscência e filtros de imagem.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

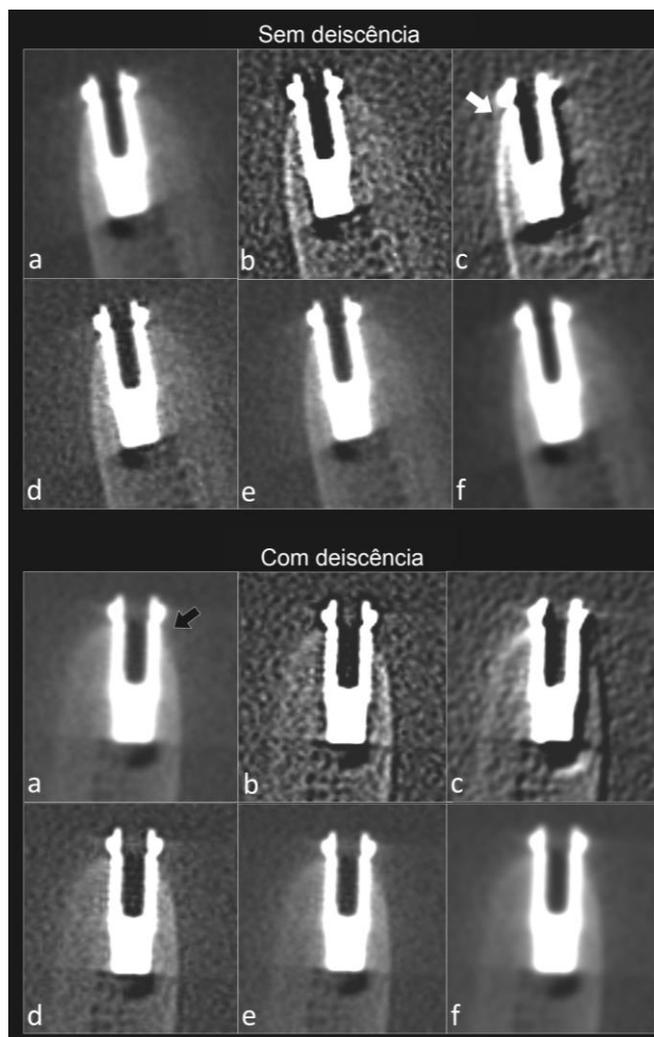
O projeto de estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas. Um dos pesquisadores criou defeitos para simular deiscência em fragmentos de costelas bovinas frescas,

empregando uma máquina padronizadora de preparos<sup>23</sup> e uma ponta diamantada esférica. Esses defeitos possuíam diâmetro de 2,5 mm, com formato semicircular. As costelas bovinas foram utilizadas para simulação tomográfica do osso alveolar, como em estudo anterior.<sup>24</sup>

Os defeitos foram criados na porção superior das costelas, que corresponderiam à porção cervical dos implantes a serem instalados. Após a criação de todos os defeitos, cem implantes de titânio com dimensões de 3,75 x 11 mm\* foram instalados nas costelas. Apenas um defeito poderia existir para cada implante. A presença ou ausência dos defeitos foi verificada macroscopicamente, determinando-se o padrão ouro do estudo.

As costelas com os implantes foram, então, inseridas em recipiente plástico com água a fim de simular a atenuação dos raios X provocada pelos tecidos moles. O recipiente foi posicionado em um tomógrafo computadorizado de feixe cônico para aquisição das imagens, utilizando os seguintes parâmetros: 120 kVp, 5 mA, tempo de escaneamento de 26,9 s, FOV (*Field of View* ou campo de visão) de 8 x 8 cm, voxel de 0,2 mm e giro completo (360°). A amostra final consistiu em 100 sítios para avaliação de deiscência, metade com os defeitos e metade sem, aleatoriamente distribuídos.

As imagens foram avaliadas de forma independente e sob iluminação reduzida, por três cirurgiões-dentistas radiologistas com experiência mínima de três anos, previamente calibrados. Todas as imagens foram primeiramente avaliadas em sua forma original (sem filtros) e, na sequência, com aplicação dos seguintes filtros: *Angio Sharpen High 5x5*, *Shadow*, *Sharpen 3x3*, *Sharpen Mild* e *Smooth* (Figura 1). Esses filtros foram escolhidos por apresentarem maior representatividade. Os avaliadores poderiam utilizar a ferramenta *zoom*, caso julgassem necessário.



**Figura 1.** Cortes sagitais demonstrando dois implantes com (seta preta) e sem a deiscência peri-implantar simulada: (a) imagens originais, (b) *Angio Sharpen High 5x5*, (c) *Shadow*, (d) *Sharpen 3x3*, (e) *Sharpen Mild*, (f) *Smooth*. A seta branca aponta uma área de artefato produzido pelo fenômeno de endurecimento do feixe, realçado pelo filtro *Shadow*, que dificulta a visualização do osso cortical.

As variáveis de resposta consideradas foram a presença ou ausência de deiscência peri-implantar. Trinta dias após a avaliação de todas as imagens, uma reavaliação foi realizada para cálculo do índice kappa, referente à reprodutibilidade interobservador e intraobservador (reprodutibilidade fraca, 0,40; moderada 0,40-0,59; boa, 0,60-0,74; excelente, 0,75-1,00).

Os valores de sensibilidade (correta identificação da presença de deiscência), especificidade (correta identificação da ausência de deiscência), acurácia (proporção de diagnósticos corretos), valor preditivo positivo – VPP (taxa de diagnóstico verdadeiro positivo) e valor preditivo negativo – VPN (taxa de diagnóstico verdadeiro negativo) foram calculados para cada filtro estudado. O teste de *McNemar* foi utilizado para avaliar a discordância entre imagens (originais e com filtros) *versus* o padrão ouro, bem como entre imagens originais *versus* imagens com filtros. A hipótese nula considerou não haver discordância nas duas comparações realizadas, com nível de significância adotado em 1%.

## RESULTADOS

As médias dos valores de kappa indicaram reprodutibilidades intraobservador e interobservador variando de moderada a boa para os filtros testados (Tabela 1).

**Tabela 1.** Média dos valores de kappa para reprodutibilidades intraobservador e interobservador.

Filtros	Intraobservador (DP)	Interobservador (DP)
Imagens originais	0,42 (0,06)	0,64 (0,08)
<i>Angio Sharpen High 5x5</i>	0,58 (0,09)	0,54 (0,02)
<i>Shadow</i>	0,44 (0,01)	0,43 (0,01)
<i>Sharpen 3x3</i>	0,70 (0,09)	0,72 (0,02)
<i>Sharpen Mild</i>	0,70 (0,04)	0,63 (0,01)
<i>Smooth</i>	0,62 (0,09)	0,42 (0,01)

DP: Desvio padrão

A Tabela 2 demonstra os valores de sensibilidade, especificidade, acurácia, VPP e VPN. O maior valor de sensibilidade (0,80) foi observado com a utilização do filtro *Shadow*.

As imagens originais forneceram os maiores valores de especificidade (0,84) e VPP (0,76). O uso do filtro *Sharpen 3x3* resultou nos maiores valores de acurácia (0,74) e VPN (0,73).

**Tabela 2.** Valores de diagnóstico e resultados do teste de *McNemar* para cada filtro

Filtros	Sensibilidade	Especificidade	Acurácia	VPP	VPN	<i>P</i> *	<i>P</i> †
Imagens originais	0,52	0,84	0,68	0,76	0,63	0,008	-
<i>Angio Sharpen High 5x5</i>	0,76	0,58	0,67	0,64	0,70	0,164	< 0,001
<i>Shadow</i>	0,80	0,46	0,63	0,59	0,69	0,009	< 0,001
<i>Sharpen 3x3</i>	0,72	0,76	0,74	0,75	0,73	0,845	0,018
<i>Sharpen Mild</i>	0,74	0,68	0,71	0,69	0,72	0,71	0,002
<i>Smooth</i>	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	0,855	0,008

VPP – Valor preditivo positivo

VPN – Valor preditivo negativo

\**P* valor referente à comparação entre imagens (originais e com filtros) *versus* padrão-ouro

† *P* valor referente à comparação entre imagens com filtros *versus* imagens originais

Os resultados do teste de *McNemar* também estão apresentados na Tabela 2. A hipótese nula de não discordância entre imagens originais e o filtro *Shadow versus* padrão ouro foi rejeitada ( $P < 0,01$ ). A hipótese nula também foi rejeitada quando as respostas fornecidas utilizando as imagens com filtros foram confrontadas àquelas das imagens originais ( $P < 0,01$ ).

## DISCUSSÃO

A deiscência peri-implantar pode resultar em comprometimento estético e/ou falha no tratamento,<sup>2</sup> e sua ocorrência é mais provável quando os implantes são instalados em regiões anteriores, nas quais a tábua óssea vestibular é delgada.<sup>25</sup> Procedimentos de Regeneração Óssea Guiada (ROG) com a utilização de membranas sintéticas têm sido

empregados na fase transcirúrgica, quando um defeito do tipo deiscência é constatado, com a finalidade de reestabelecer o recobrimento ósseo de áreas expostas do implante.<sup>26</sup> Entretanto, alguns relatos de regeneração óssea sem o uso de técnicas de ROG têm sido documentados.<sup>27,28</sup> A TCFC pode ser útil na determinação da presença ou não de deiscência peri-implantar a fim de que o quadro seja tratado ou preservado, se necessário.

As radiografias periapicais são normalmente empregadas na avaliação pós-operatória de implantes dentários, por serem mais acuradas na constatação da osteointegração e identificação de radioluscências peri-implantares.<sup>29</sup> Entretanto, a TCFC é o método de exame por imagem de escolha quando se suspeita de um defeito do tipo deiscência peri-implantar, uma vez que possibilita uma completa avaliação das corticais ósseas adjacentes aos implantes. Dessa forma, é possível evitar procedimentos de reentrada cirúrgica, os quais apresentam maior invasividade.<sup>30</sup> A determinação da espessura de corticais delgadas adjacentes a implantes dentários por meio da TCFC já se mostrou possível, especialmente quando menores tamanhos de voxel são utilizados.<sup>24</sup> Outros estudos também demonstraram que a TCFC pode determinar a espessura óssea de corticais em regiões dentadas, embora a ocorrência de fenestrações e deiscências possa ser superestimada.<sup>31-33</sup> Mengel *et al.*<sup>2,34</sup> relataram boa acurácia na mensuração de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares, com maior qualidade de imagem da TCFC em relação à TC, radiografias periapical e panorâmica.

Entretanto, considera-se que a avaliação pós-operatória de implantes dentários é comprometida pela ocorrência de artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe,<sup>3,4,35</sup> o qual ocorre na presença de metais com alta densidade física, mas também em ligas leves como o titânio.<sup>36</sup> O implante atua como um filtro para os fótons de raios X, atenuando aqueles de maior comprimento de onda, e acarretando em erro na leitura dos dados pelo detector de imagem, com a formação de imagens hipodensas não relacionadas ao objeto examinado.<sup>35,36</sup> Um estudo *in vitro* recente<sup>5</sup> demonstrou que a TCFC foi menos acurada na detecção de deiscência peri-implantar do que de fenestração, porém os

valores de diagnóstico encontrados foram considerados clinicamente aceitáveis de acordo com a soma mínima de sensibilidade e especificidade (1,20) proposta por Blitcher *et al.*<sup>37</sup> Entretanto, um valor de soma de sensibilidade e especificidade superior (1,60) proposto por Leung *et al.*<sup>33</sup> e Hausen<sup>38</sup> não foi observado no estudo supracitado. Diante dessa maior dificuldade na detecção de deiscência, o uso de filtros de imagem foi proposto no presente estudo como forma de aumentar os valores de diagnóstico da TCFC.

Filtros de imagem são utilizados quando se deseja realçar aspectos não aparentes nas imagens originais, tornando visíveis informações relevantes para o diagnóstico.<sup>20</sup> Existem vários filtros de imagem disponíveis para imagens radiográficas e tomográficas digitais. É importante entender como esses algoritmos funcionam, bem como suas propriedades particulares quando se opta por utilizá-los.<sup>39</sup> Apesar da imagem realçada resultar numa versão melhorada da imagem original, o clínico deve considerar o fato de que características na densidade, contraste e ruído são alteradas, dependendo do filtro escolhido.<sup>13</sup>

Poucos estudos avaliaram a influência dos filtros no diagnóstico tomográfico, havendo pouca influência na detecção de reabsorção radicular externa,<sup>22</sup> situação na qual o uso do filtro *Sharpen 3x3* produziu melhores resultados (porém sem significância estatística) e o filtro *Shadow* apresentou-se pior do que as imagens originais. De forma semelhante, o filtro *Angio Sharpen High 5x5* mostrou-se estatisticamente melhor do que as imagens originais na detecção de fraturas radiculares,<sup>15</sup> porém o filtro *Sharpen 3x3* mais uma vez não apresentou diferenças estatísticas.

Os resultados do presente estudo são similares aos mencionados acima, uma vez que os filtros *Sharpen 3x3* e *Angio Sharpen High 5x5* foram estatisticamente melhores do que as imagens originais, enquanto que o uso do filtro *Shadow* produziu resultados estatisticamente inferiores tanto em relação às imagens originais, quanto em relação ao padrão ouro. Contudo, o maior valor referente à soma de sensibilidade e especificidade (1,48), encontrado com o uso do filtro *Sharpen 3x3*, foi menor do que o valor mínimo proposto por Leung *et al.*<sup>33</sup> e Hausen<sup>38</sup> (1,60). Assim, a detecção de deiscência peri-

implantar nas imagens realçadas foi difícil, mas uma melhora significativa pôde ser observada.

Ambos os filtros *Sharpen 3x3* e *Angio Sharpen High 5x5* são filtros de nitidez ou realce, os quais acentuam a transição entre os tons de cinza da imagem e os limites entre os pixels.<sup>15</sup> Portanto, o emprego desses filtros forneceu imagens mais nítidas da superfície dos implantes e do tecido ósseo, realçando defeitos do tipo deiscência. O uso do filtro *Shadow* resultou no maior valor de sensibilidade (0,80), porém também apresentou os menores valores de especificidade (0,46) e VPP (0,59), os quais indicaram uma alta taxa de diagnósticos falso-positivos. Esses resultados explicam-se pelas pronunciadas características de realce desse filtro, as quais aumentaram o ruído nas imagens e realçaram áreas de artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe, interpretadas erroneamente como áreas de deiscência (seta branca na Figura 1).

As imagens com aplicação do filtro *Sharpen Mild* também produziram resultados estatisticamente melhores do que as imagens originais, apresentando o segundo valor mais alto de soma de sensibilidade e especificidade (1,42). Esse filtro também é um filtro de nitidez/realce, porém apresenta características mais brandas. Assim, os resultados positivos obtidos com o filtro *Sharpen Mild* podem ser atribuídos a suas propriedades de realce das superfícies óssea e do implante, porém com menor produção de ruído do que os outros filtros de nitidez estudados.

Todos os valores de diagnóstico encontrados com o uso do filtro *Smooth* foram iguais a 0,70; indicando um comportamento homogêneo. Seus valores de sensibilidade, acurácia e VPN foram maiores do que aqueles referentes às imagens originais, com diferenças estatisticamente significantes de acordo com o teste de *McNemar*. Sua soma de sensibilidade e especificidade foi a terceira maior (1,40). O filtro *Smooth* é um filtro de suavização, o qual reduz o ruído na imagem mediante homogeneização entre os valores de cinza e limites entre os pixels da imagem.<sup>11</sup> Esse mecanismo de homogeneização provavelmente resultou em redução dos artefatos produzidos pelo titânio, contribuindo para bons resultados observados quando esse filtro foi utilizado. De fato, as imagens

tomográficas geralmente adquirem certo grau de homogeneização durante o processo de reconstrução, com a finalidade de reduzir o ruído. Acredita-se que o uso do filtro *Smooth* foi benéfico nesse sentido.

Além dos filtros de imagem, fabricantes e pesquisadores têm proposto algoritmos baseados em operações matemáticas para reduzir artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe e *scatter* (relacionados à radiação secundária).<sup>4,40</sup> A aplicação de um algoritmo específico para redução de artefatos metálicos mostrou melhor qualidade de imagem em recente estudo *in vitro*.<sup>4</sup>

Este estudo apresenta-se limitado por seu delineamento experimental *in vitro*, uma vez que as costelas bovinas diferem da situação clínica, na qual mais estruturas anatômicas do crânio estão na trajetória dos feixes de radiação X. Assim, os resultados observados aqui podem diferir na prática clínica. Entretanto, considera-se o modelo experimental apropriado para fornecer uma estimativa valiosa das diferenças entre imagens com filtros/sem filtros para os propósitos estudados.

Concluiu-se, portanto, que o uso dos filtros estudados é recomendado na avaliação tomográfica de deiscência peri-implantar, com exceção do filtro *Shadow*, e com preferência pelo filtro *Sharpen 3x3*, o qual apresentou os maiores valores de diagnóstico. O filtro *Shadow*, entretanto, deve ser evitado pela alta taxa de diagnósticos falso-positivos, relacionada ao realce de áreas de artefatos produzidos pelo fenômeno de endurecimento do feixe e quantidade de ruído introduzido. Estudos quantitativos são recomendados visando esclarecer tais achados.

#### **Notas de rodapé (referente à seção “Material e Métodos”)**

\*Titamax, Neodent, Curitiba, PR, Brasil

†*i-Cat Next Generation, Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA, EUA*

‡*XoranCat software version 3.0.34, Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, EUA*

#### **REFERÊNCIAS**

1. Blanco J, Alonso A, Sanz M. Long-term results and survival rate of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year case series prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:294-301.
2. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77:1234-1241.
3. Angelopoulos C, Aghaloo T. Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 2011;55:141-158.
4. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:248-253.
5. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos Kde F, Neves FS, Melo SL, Campos PS, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;115:121-127.
6. Koob A, Sanden E, Hassfeld S, Staehle HJ, Eickholz P. Effect of digital filtering on the measurement of the depth of proximal caries under different exposure conditions. *Am J Dent* 2004;17:388-393.
7. Møystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl HG. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 1996;25:202-206.
8. Shrout MK, Russell CM, Potter BJ, Powell BJ, Hildebolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J Am Dent Assoc* 1996;127:469-473.
9. Akarslan ZZ, Akdevelioğlu M, Güngör K, Erten H. A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images

- for approximal caries detection in posterior teeth. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:458-463.
10. Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters. An ex vivo study in human teeth. *Clin Oral Investig* 2008;12:217-223.
  11. 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 Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod* 2009;107:116-121.
  12. Tracy KD, Dykstra BA, Gakenheimer DC, et al. Utility and effectiveness of computer-aided diagnosis of dental caries. *Gen Dent* 2011;59:136-144.
  13. Abreu MJr, Mol A, Ludlow JB. Performance of RVGui sensor and Kodak Ektaspeed Plus film for proximal caries detection. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod* 2001;91:381-385.
  14. Kositbowornchai S, Basiw M, Promwang Y, Moragorn H, Sooksuntisakoonchai N. Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:236-240.
  15. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod* 2009;108:939-945.

16. Kamburoğlu K, Murat S, Pehlivan SY. The effects of digital image enhancement on the detection of vertical root fracture. *Dent Traumatol* 2010;26:47-51.
17. Eickholz P, Riess T, Lenhard M, Hassfeld S, Staehle HJ. Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol* 1999;26:294-300.
18. Hörr T, Kim TS, Hassfeld S, Staehle HJ, Klein F, Eickholz P. Accuracy of assessing infrabony defects using a special digital filter for periodontal bone loss. *Am J Dent* 2005;18:50-56.
19. Scaf G, Morihisa O, Loffredo LC. Comparison between inverted and unprocessed digitized radiographic imaging in periodontal bone loss measurements. *J Appl Oral Sci* 2007;15:492-494.
20. Borg E, Gröndahl K, Persson LG, Gröndahl HG. Marginal bone level around implants assessed in digital and film radiographs: in vivo study in the dog. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:10-17.
21. de Azevedo Vaz SL, Neves FS, Figueirêdo EP, Haiter-Neto F, Campos PS. Accuracy of enhancement filters in measuring in vitro peri-implant bone level [published online ahead of print July 4, 2012]. *Clin Oral Impl Res*; doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02511.x.
22. de Azevedo Vaz SL, Vasconcelos TV, Neves FS, de Freitas DQ, Haiter-Neto F. Influence of cone-beam computed tomography enhancement filters on diagnosis of simulated external root resorption. *J Endod* 2012;38:305-308.
23. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. *Braz Oral Res* 2008;22:28-27.

24. 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 Impl Res* 2010;21:718-725.
25. Ghassemian M, Nowzari H, Lajolo C, Verdugo F, Pirronti T, D'Addona A. The thickness of facial alveolar bone overlying healthy maxillary anterior teeth. *J Periodontol* 2012;83:187-197.
26. Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2000;4:113-123.
27. Villa R, Crespi R, Capparè P, Gherlone E. Immediate loading of a dental implant placed in fresh socket with acute dehiscence-type defect: a clinical case report. *J Periodontol* 2010;81:953-957.
28. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActives) and conventional SLA titanium implants: A pilot study in dogs. *J Clin Periodontol* 2007;34:78-86.
29. 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 [published online ahead of print March 27, 2012]. *Clin Oral Impl Res*; doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02473.x.
30. Raes F, Renckens L, Aps J, Cosyn J, Bruyn H. Reliability of circumferential bone level assessment around single implants in healed ridges and extraction sockets using cone beam CT [published online ahead of print October 18, 2011]. *Clin Implant Dent Relat Res*; doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00393.x.

31. Timock AM, Cook V, McDonald T, et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:734-744.
32. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;141:41-50.
33. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S109-119.
34. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005;76:665-673.
35. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:100-107.
36. Schulze R, Heil U, Gross D, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265-273.
37. Blicher B, Joshipura K, Eke P. Validation of self-reported periodontal disease: a systematic review. *J Dent Res* 2005;84:881-890.
38. Hausen H. Caries prediction--state of the art. *Community Dent Oral Epidemiol* 1997;25:87-96.
39. Mahnken AH, Raupach R, Wildberger JE, et al. New algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: in vitro and in vivo evaluation after total hip replacement. *Invest Radiol* 2003;38:769-775.

40. Mol A. Image processing tools for dental applications. *Dent Clin North Am* 2000;44:299-318.





## COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

### FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

### UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

# CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Diagnóstico tomográfico e radiográfico de defeitos ósseos peri-implantares simulados**", protocolo nº 084/2011, dos pesquisadores Sergio Lins de Azevedo Vaz, Francisco Haiter Neto e Paulo Sergio Flores Campos, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 26/11/2011.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Tomographic and radiographic diagnosis of simulated peri-implant defects**", register number 084/2011, of Sergio Lins de Azevedo Vaz, Francisco Haiter Neto and Paulo Sergio Flores Campos, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 11/26/2011.



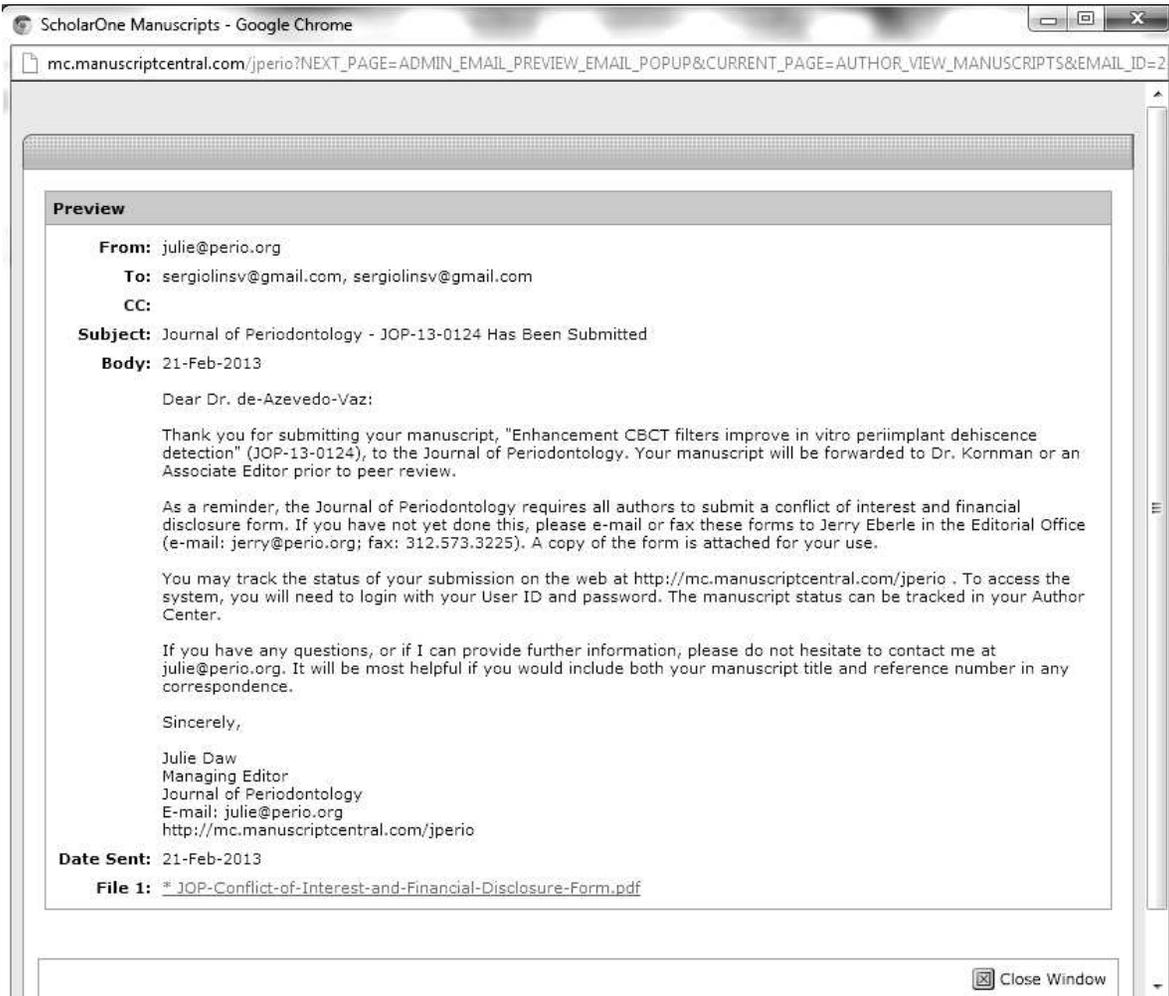
**Profa. Dra. Livia Maria Andalo Tenuta**  
Secretária  
CEP/FOP/UNICAMP



**Prof. Dr. Jacks Jorge Junior**  
Coordenador  
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.  
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.

**ANEXO 2:** Carta de confirmação da submissão do artigo intitulado *Enhancement CBCT filters improve in vitro periimplant dehiscence detection* ao periódico *Journal of Periodontology*



**ANEXO 3:** Normas para submissão de artigos originais ao periódico *Journal of Periodontology*

ORIGINAL ARTICLES

These are papers that report significant clinical or basic research on the pathogenesis, diagnosis, and treatment of the different forms of periodontal disease. Papers dealing with design, testing, and other features of dental implants are also included.

*Format*

Original articles must be limited to 4,000 words (excluding the abstract, references, and figure legends). The reference list should not exceed 50 references, and the combined number of figures and tables must be six or fewer. Multi-panel figures are acceptable.

*Abstract*

All original articles should be submitted with a structured abstract, consisting of no more than 250 words and the following four paragraphs:

- \* Background: Describes the problem being addressed.
- \* Methods: Describes how the study was performed.
- \* Results: Describes the primary results.
- \* Conclusion(s): Reports what authors have concluded from these results, and notes their clinical implications.

*Introduction*

The Introduction contains a concise review of the subject area and the rationale for the study. More detailed comparisons to previous work and conclusions of the study should appear in the Discussion section.

### *Materials and Methods*

This section lists the methods used in the study in sufficient detail so that other investigators would be able to reproduce the research. When established methods are used, the author need only refer to previously published reports; however, the authors should provide brief descriptions of methods that are not well known or that have been modified. Identify all drugs and chemicals used, including both generic and, if necessary, proprietary names and doses. The populations for research involving humans should be clearly defined and enrollment dates provided.

### *Results*

Results should be presented in a logical sequence with reference to tables, figures, and supplemental material as appropriate.

### *Discussion*

New and possible important findings of the study should be emphasized, as well as any conclusions that can be drawn. The Discussion should compare the present data to previous findings. Limitations of the experimental methods should be indicated, as should implications for future research. New hypotheses and clinical recommendations are appropriate and should be clearly identified. Recommendations, particularly clinical ones, may be included when appropriate.

## PREPARATION

### *Style*

Please follow the guidelines below when preparing the manuscript:

\* Be sure to put the genus and species of an organism and journal names in the reference section in italics.

\* The Journal of Periodontology does not italicize common Latin terms such as *in vitro*, *in vivo*, *e.g.*, or *i.e.*

\* Use a block style; do not tabulate or indent material.

\* Refer to the 4th edition of the Glossary of Periodontal Terms published by the American Academy of Periodontology for preferred terminology.

\* Authors are encouraged to use the disease classification as outlined in the Annals of Periodontology, volume 4 (1999 International Workshop for a Classification of Periodontal Diseases and Conditions).

## FORMAT

Manuscripts must be submitted in Microsoft Word. Margins should be at least 1" on both sides and top and bottom. Materials should appear in the following order:

Title Page

Abstract (or Introduction) and Key Words

Text

Footnotes

Acknowledgment(s)

References

Figure Legends

Tables

Figures should not be embedded in the manuscript. Please see the Journal of Periodontology Digital Art Guidelines for more information on submitting your figures.

Authors should retain a copy of their manuscript for their own records.

## TITLE PAGE

The title page should contain: 1) a concise but informative title; 2) first name, middle initial, and last name of each author, with the highest academic degree and the current institutional affiliation, including department, for each (please use footnote symbols in the sequence \*, †, ‡, §, k, ¶, #, \*\*, etc. to identify authors and their corresponding institutions); 3) disclaimers, if any; 4) the name and address (including fax number and e-mail) of the author(s) responsible for correspondence (please indicate whether fax number and e-mail can be published); 5) word count and number of figures and tables in the manuscript; 6) a short running title of no more than 60 characters, including spaces; and 7) a one-sentence summary describing the key finding(s) from the study.

#### ABSTRACT OR INTRODUCTION

Please see specific instructions provided for each manuscript category.

#### KEY WORDS

A maximum of six key words or short phrases, drawn from MeSH documentation, to facilitate indexing should be listed below the abstract.

#### TEXT

Please see specific instructions provided for each manuscript category.

#### ACKNOWLEDGMENT(S) AND CONFLICTS OF INTEREST

##### *Acknowledgment(s)*

Following the Discussion, acknowledgments may be made to individuals who contributed to the research or the manuscript preparation at a level that did not qualify for authorship. This may include technical help or participation in a clinical study. Authors are responsible for obtaining written permission from persons listed by name. Acknowledgments must also include a statement that includes the source of any funding for the study, and defines the commercial relationships of each author.

### *Conflicts of Interest*

In the interest of transparency and to allow readers to form their own assessment of potential biases that may have influenced the results of research studies, the Journal of Periodontology requires that all authors declare potential competing interests relating to papers accepted for publication. Conflicts of interest are defined as those influences that may potentially undermine the objectivity or integrity of the research, or create a perceived conflict of interest.

### REFERENCES

References should be numbered consecutively in the order in which they appear in the text. A journal, magazine, or newspaper article should be given only one number; a book should be given a different number each time it is mentioned, if different page numbers are cited.

All references are identified, whether they appear in the text, tables, or legends, by Arabic numbers in superscript. Journal title abbreviations should be those used by the U.S. National Library of Medicine. If you are uncertain about the correct abbreviation for a journal title, please search for the journal at <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog>.

The use of abstracts as references is strongly discouraged. Manuscripts accepted for publication may be cited and should include the manuscript's DOI, if known. Material submitted, but not yet accepted, should be cited in text as "unpublished observations."

Written and oral personal communications may be referred to in text, but not cited as references. Please provide the date of the communication and indicate whether it was in a written or oral form. In addition, please identify the individual and his/her affiliation. Authors should obtain written permission and confirmation of accuracy from the source of a personal communication. Presented papers, unless they are subsequently published in a proceedings or peer-reviewed journal, may not be cited as references. In addition, Wikipedia.org may not be cited as a reference. For most manuscripts, authors should limit

references to materials published in peer-reviewed professional journals. In addition, authors should verify all references against the original documents. References should be typed double-spaced. Examples of references are given below. Authors are encouraged to consult EndNote for the Journal of Periodontology's preferred reference style.

### *Journals*

1. Standard journal reference. Note: list all authors if six or fewer; when seven or more, list only first three and add et al. Kurita-Ochiai T, Seto S, Suzuki N, et al. Butyric acid induces apoptosis in inflamed fibroblasts. *J Dent Res* 2008;87:51-55.
2. Corporate author. Federation Dentaire Internationale. Technical report no. 28. Guidelines for antibiotic prophylaxis of infective endocarditis for dental patients with cardiovascular disease. *Int Dent J* 1987;37:235.
3. Journal paginated by issue. Card SJ, Caffesse RG, Smith BA, Nasjleti CE. New attachment following the use of a resorbable membrane in the treatment of periodontitis in dogs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9(1):59-69.
4. Non-English-language titles translated into English. Buchmann R, Khoury F, Hesse T, Müller RF, Lange DE. Antimicrobial therapy of peri-implant disease (in German). *Z Zahnarztl Implantol* 1996;12:152-157.

### Electronic Citations

Note: DOIs are preferred for journal articles. If a DOI is not available, please provide a URL and access date.

9. Online-only article. Rasperini G, Acunzo R, Limiroli E. Decision making in gingival recession treatment: Scientific evidence and clinical experience. *Clin Adv Periodontics* 2011;1:41-52. doi:10.1902/cap.2011.100002.
10. Ahead of print. McGuire MK, Scheyer ET, Nevins M, et al. Living cellular construct for increasing the width of keratinized gingiva. Results from a randomized, within-patient,

controlled trial [published online ahead of print March 29, 2011]. *J Periodontol*; doi:10.1902/jop.2011.100671.

11. Web sites. Centers for Disease Control and Prevention. Periodontal Disease. Available at: [http://www.cdc.gov/OralHealth/topics/periodontal\\_disease.htm](http://www.cdc.gov/OralHealth/topics/periodontal_disease.htm). Accessed September 29, 2010.

## TABLES

Tables should be numbered consecutively in Arabic numbers in the order of their appearance in the text. A brief descriptive title should be supplied for each. Explanations, including abbreviations, should be listed as footnotes, not in the heading. Every column should have a heading. Statistical measures of variations such as standard deviation or standard error of the mean should be included as appropriate in the footnotes. Do not use internal horizontal or vertical rules. The system will easily read tables created with Word's table utility or when inserted into Word from Excel.

## FIGURE LEGENDS

Legends should be typed double-spaced with Arabic numbers corresponding to the figure. When arrows, symbols, numbers, or letters are used, explain each clearly in the legend; also explain internal scale, original magnification, and method of staining as appropriate. Panel labels should be in capital letters. Legends should not appear on the same page as the actual figures.

## FIGURES

Please see the Journal of Periodontology Digital Art Guidelines for detailed instructions on submitting high quality images to the Journal of Periodontology.

## UNITS OF MEASUREMENT

Measurements of length, height, weight, and volume should be reported in metric units or their decimal multiples. Temperatures should be given in degrees Celsius and blood pressure in millimeters of mercury. All hematologic and clinical chemistry measurements should be reported in the metric system in terms of the International System of Units (SI). Description of teeth should use the American Dental Association (i.e., Universal/National) numbering system.

#### STATISTICS

Statistical methods should be described such that a knowledgeable reader with access to the original data could verify the results. Wherever possible, results should be quantified and appropriate indicators of measurement error or uncertainty given. Sole reliance on statistical hypothesis testing or normalization of data should be avoided. Data in as close to the original form as reasonable should be presented. Details about eligibility criteria for subjects, randomization, methods for blinding of observations, treatment complications, and numbers of observations should be included. Losses to observations, such as dropouts from a clinical trial, should be indicated. General-use computer programs should be listed. Statistical terms, abbreviations, and symbols should be defined. Detailed statistical, analytical procedures can be included as an appendix to the paper if appropriate.

#### FOOTNOTES

Footnotes should be used only to identify author affiliations; to explain symbols in tables and illustrations; and to identify manufacturers of equipment, medications, materials, and devices. Use the following symbols in the sequence shown: \*, †, ‡, §, k, ¶, #, \*\*, ††, etc.

#### IDENTIFICATION OF PRODUCTS

Use of brand names within the title or text is not acceptable, unless essential when the paper is comparing two or more products. When identification of a product is needed or helpful to explain the procedure or trial being discussed, a generic term should be used and the brand name, manufacturer, and location (city/state/country) cited as a footnote.

**ANEXO 4: Declaração de não-infração dos dispositivos da Lei nº 9.610/98**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



**DECLARAÇÃO**

As cópias de artigos de minha autoria ou de minha co-autoria, já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas ou anais de congressos sujeitos a arbitragem, que constam da minha Tese de Doutorado intitulada "DIAGNÓSTICO TOMOGRÁFICO DE FENESTRAÇÃO E DEISCÊNCIA PERI-IMPLANTAR - ESTUDO IN VITRO", não infringem os dispositivos da Lei nº 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Piracicaba, 11 de Fevereiro de 2013.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Sergio Lins de Azevedo Vaz".

\_\_\_\_\_  
SERGIO LINS DE AZEVEDO VAZ

RG: 1833023

Autor(a)

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Francisco Hailer Neto".

\_\_\_\_\_  
FRANCISCO HAITER NETO

RG: 13.330.681

Orientador(a)