

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MESTRADO PROFISSIONAL EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

VINÍCIUS CAVALCANTI CARNEIRO

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA EM DETECTAR A DESADAPTAÇÃO ENTRE
IMPLANTE E PRÓTESE POR MEIO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO**

VITÓRIA/ES
2018

VINÍCIUS CAVALCANTI CARNEIRO

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA EM DETECTAR A DESADAPTAÇÃO ENTRE
IMPLANTE E PRÓTESE POR MEIO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Profissional em Clínica Odontológica do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo, como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Sergio Lins de Azevedo Vaz

Coorientador: Prof. Dr. Rogério Albuquerque Azeredo

VITÓRIA/ES
2018

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do
Espírito Santo, ES, Brasil)

C289a Carneiro, Vinícius Cavalcanti, 1987 -
Avaliação da acurácia em detectar a desadaptação entre implante e
prótese por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico / Vinícius
Cavalcanti Carneiro - 2018.
88 f. : il.

Orientador: Sergio Lins de Azevedo Vaz.
Coorientador: Rogério Albuquerque Azeredo.

Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Universidade Federal
do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Tomografia Computadorizada por Raios X. 2. Artefatos.
3. Implantação Dentária. 4. Prótese Dentária. 5. Adaptação Marginal
Dentária. I. Vaz, Sergio Lins de Azevedo. II. Azeredo, Rogério Albuquerque.
III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde.
IV. Título.

CDU: 616.314

**Aos meus pais,
a quem tudo devo.**

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela saúde e guia durante a jornada, tudo sempre em Seu tempo.

Aos meus pais, Márcia e Ademir, alicerces da minha vida nas horas difíceis, exemplos de dedicação. Por proporcionarem tudo o que estava ao seu alcance com muito carinho.

À Flavia, companheira e amiga, pelo amparo nos momentos difíceis, pela alegria em compartilhar os momentos de conquistas e pela ajuda na elaboração deste trabalho.

Às amigas do mestrado Carol, Lorena e Lygia, por fazerem a caminhada mais alegre e sutil.

Ao amigo Caíque Siqueira, por ter enfrentado a empreitada em várias etapas desse grandioso projeto com leveza e dedicação.

Ao meu orientador, Prof. Sergio Lins de Azevedo Vaz, fonte de inspiração com sua incansável dedicação. Pela disponibilidade, carinho e suavidade com que sempre me orientou. Não podia ter sido mais bem orientado. Levarei para a vida seus ensinamentos.

Ao Prof. Rogério Albuquerque Azeredo, coorientador deste trabalho, que sempre foi e será inspiração para que eu alcance meu objetivo na vida, ser professor. Sempre foi solícito, gentil e orientou em vários aspectos a minha trajetória.

À belíssima equipe de professores com quem tenho a sorte de aprender Anatomia, Prof. Willian Grassi Bautz, Prof. Ricardo Eustáquio da Silva, Prof. Josemberg Baptista da Silva e Prof. Eduardo Henrique Beber, pela dedicação em lecionar que me faz sentir inspirado sempre. Com vocês aprendo além da Anatomia, aprendo a ser um melhor ser humano.

À Prof^a. Jackeline Coutinho Guimarães, exemplo de dedicação e excelência, pelo aceite de compor a banca e compartilhar seus conhecimentos para o aperfeiçoamento deste trabalho.

À Liana Matos Ferreira, pelo aceite de compor a banca e claramente trazer contribuições para a construção desta pesquisa. O estágio em docência se tornou mais leve com a convivência que tivemos.

À Prof^a. Selva Guerra, por proporcionar o Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica em nossa Universidade.

A Regina Sales, por sempre ser solícita e gentil em todas etapas que precisei.

A Amanda Emmerich e Zilda Oliveira, da Craniofacial, pela disponibilidade, sutileza e alegria que sempre demonstraram com a equipe e por cederem as ferramentas necessárias para a realização deste trabalho.

À Neodent por, gentilmente, ceder todos os implantes e componentes protéticos utilizados nesta pesquisa.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, Prof. Matheus Oliveira e à doutoranda Amanda Candemil por, atenciosamente, cederem as instalações físicas e tempo necessário para realização de grande parte do trabalho.

Ao Laboratório de Ultraestrutura Celular Carlos Alberto Redins (LUCCAR), por realizar as imagens de microscopia eletrônica de varredura.

À Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) pela bolsa de estudos.

RESUMO

Introdução: O sucesso longitudinal das restaurações protéticas e da osseointegração é alcançado através da adaptação da prótese sobre implante, sendo este um pré-requisito para a manutenção da interface osso-implante. Quando a adaptação não é efetiva, desadaptações podem estar presentes entre a interface implante/prótese (IIP). As radiografias periapicais frequentemente são utilizadas como método de avaliação complementar da adaptação implante/prótese. Contudo, as evidências que suportam o uso de métodos de imagem para a avaliação da interface implante/prótese são restritas.

Objetivo: Avaliar a acurácia de três sistemas de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico na detecção de desadaptação entre implante e prótese. **Metodologia:** Foram instalados 32 implantes e coroas metalocerâmicas na região de molares e pré-molares inferiores, em oito mandíbulas humanas maceradas. Tiras de poliéster foram inseridas para simular desadaptações de 200 µm, considerando a situação sem tira de poliéster (0 µm) como controle. Em seguida, os implantes foram escaneados nos sistemas de TCFC *Picasso Trio*, *OP300* e *Scanora 3D*, com a simulação de desadaptações presentes ou ausentes. As tomografias foram interpretadas por quatro examinadores que avaliaram a presença/ausência das desadaptações simuladas. A resolução de contraste das imagens foi medida por outro examinador independente utilizando o *software* ImageJ. As estatísticas compreenderam cálculo de valores de diagnóstico, comparação dos valores de área sob a curva ROC (Az) e teste Kappa. **Resultados:** Os valores de Kappa indicaram reprodutibilidades intra e interexaminadores de justa a quase perfeita para todos os sistemas e foram menores para *Scanora 3D* e *OP300*. *Picasso Trio* obteve maiores valores de diagnóstico (acurácia = 0,84; sensibilidade = 0,83; especificidade = 0,85; valor preditivo positivo = 0,85; valor preditivo negativo = 0,84) e de Az (0,86; $p < 0,05$). A resolução de contraste do sistema *Picasso Trio* foi maior do que as dos sistemas *OP300* e *Scanora 3D*. **Conclusão:** As imagens adquiridas com o *Picasso Trio* resultaram em maior acurácia na detecção de desadaptações na IIP em comparação com os sistemas *Scanora 3D* e *OP300*.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, artefatos, implante dentário, prótese dentária, adaptação marginal dentária

ABSTRACT

Introduction: the long-term success of osseointegration and implant-supported prostheses is achieved through the fit between abutment and implant platform, which also figure as a requirement for maintenance of bone-implant interface. In cases where the adaptation is not effective, misfits at the implant-abutment joint (IAJ) might be present. Periapical radiographs are often used as a complementary method for misfit detection; however, there are limited evidences that support the use of imaging methods to evaluate the IAJ. **Objective:** to evaluate the accuracy of three cone beam computed tomography CBCT systems for misfit detection at the IAJ. **Method:** 32 implants were placed in the region of molars and premolars of eight dried human mandibular jaws. Polyester strips were placed between the implant platforms and porcelain-fused-to-metal crowns in order to simulate gaps of 200- μm , while no strips were placed in the control group (0 μm). Next, specimens were scanned in both conditions, with and without simulated gap, by using the CBCT systems Picasso Trio, OP300 and Scanora 3D. CBCT images were assessed by four evaluators regarding the presence or absence of misfit at IAJ. The contrast resolution of the images was measured by an independent evaluator with the aid of ImageJ software. Statistical analysis included the calculation of diagnostic values, comparison among values of areas under the ROC curves (Az) and Kappa test. **Results:** intra- and inter-reproducibility ranged from fair to almost perfect and were lower for OP300 and Scanora 3D. Picasso Trio showed higher diagnostic values (accuracy = 0.84, sensitivity = 0.83, specificity = 0.85, positive predictive value = 0.85, negative predictive value = 0.84) and Az (0.86; $p < .05$). Picasso Trio obtained higher contrast resolution than OP300 and Scanora 3D systems. **Conclusion:** in comparison to OP300 and Scanora 3D systems, images acquired with Picasso Trio allowed a more accurate misfit detection at IAJ.

Keywords: computed tomography, artifacts, dental implant, dental prosthesis, dental marginal adaptation

LISTA DE FIGURAS

Artigo 1: Acurácia da detecção de desadaptações no conjunto implante/prótese por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico - uma abordagem quanto à resolução de contraste

Figura 1 – Implantes sem desadaptação visualizados na lupa trinocular com aumento de 16x (A) e no microscópio eletrônico de varredura com aumento de 750x (MEV) (B).....39

Figura 2 – Exemplos de alterações nas imagens após ajuste de brilho e contraste. As setas apontam desadaptações. A – Picasso Trio sem ajuste; B – OP 300 sem ajuste; C – Scanora 3D sem ajuste; D – Picasso Trio com ajuste; E – OP 300 com ajuste; F – Scanora 3D com ajuste. Observe a minimização da distorção volumétrica no implante e prótese representados na imagem D em relação à imagem A.....40

Figura 3 – Curvas ROC para PT (Picasso Trio), OP (OP 300) e SC (Scanora 3D).....41

Figura 4 – Gráficos criados utilizando a função *plot profile* do *software* ImageJ. Observe saturação nos valores de cinza atribuídos para todo o implante nos cortes axiais obtidos nos sistemas OP 300 (B) e Scanora 3D (C). No Picasso Trio (A), o valor máximo representa as periferias vestibular e lingual do implante, e valores menores foram atribuídos para o interior do implante.....42

LISTA DE TABELAS

Artigo 1: Acurácia da detecção de desadaptações no conjunto implante-prótese da tomografia computadorizada de feixe cônico - uma abordagem quanto à resolução de contraste

Tabela 1 – Valores de reprodutibilidade intra- e interexaminadores.....37

Tabela 2 – Valores diagnósticos obtidos com os três tomógrafos testados.....38

Tabela 3 – Valores de área sob curva ROC (Az) para os três tomógrafos testados.....38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HE	Hexágono externo
HI	Hexágono interno
UCLA	Universidade da Califórnia Los Angeles
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
3D	Três dimensões
kVp	Kilovolts-pico
mAs	Miliampére-segundo
FOV	<i>Field Of View</i> (Campo de visão)
ROC	<i>Receiver Operating Characteristics</i> (Características Operacionais do Receptor)
IIP	Interface Implante Prótese
ROI	<i>Region Of Interest</i> (Região de Interesse)
VPP	Valor Preditivo Positivo
VPN	Valor Preditivo Negativo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVOS	17
2.1 OBJETIVO GERAL.....	17
2.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
3 ARTIGO 1: ACURÁCIA DA DETECÇÃO DE DESADAPTAÇÕES NO CONJUNTO IMPLANTE/PRÓTESE POR MEIO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO - UMA ABORDAGEM QUANTO À RESOLUÇÃO DE CONTRASTE	18
3.1 Introdução.....	20
3.2 Material e métodos	21
3.3 Resultados.....	24
3.4 Discussão	25
3.5 Agradecimentos.....	29
Referências.....	30
Tabelas	37
Figuras.....	39
4 CONCLUSÃO	43
REFERÊNCIAS GERAIS	44
APÊNDICE A - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS	47
APÊNDICE B - FIGURAS	48
APÊNDICE C - ARTIGO EM VERSÃO NA LÍNGUA INGLESA	50
ANEXO A - PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	73
ANEXO B - NORMAS DA CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	79

1 INTRODUÇÃO

Após o desenvolvimento da osseointegração por Branemark et al.¹ em meados da década de 60, o tratamento com implantes dentários se consolidou e adquiriu previsibilidade e longevidade na rotina da clínica odontológica. Ao longo dos anos, com a concretização das evidências científicas a respeito da osseointegração, as reabilitações implantossuportadas se tornaram cada vez mais frequentes e se consagraram como uma realidade da Odontologia moderna.^{2,3} Atualmente, a instalação de implantes é, muitas vezes, a primeira escolha para a reposição de elementos dentários ausentes como suporte de próteses unitárias, múltiplas ou totais.⁴ Essa predileção pela reabilitação com implantes, se comparada à utilização de próteses removíveis ou dentossuportadas, ocorre pelos altos níveis de sucesso registrados nos estudos desenvolvidos nos últimos anos.^{2,3}

Componentes protéticos são peças encaixadas sobre os implantes por meio de uma conexão pré-estabelecida, cuja função é suportar a prótese. Existem diversos tipos de conexões entre implantes e componentes protéticos no mercado, contudo, há três tipos que são mais difundidos: as conexões hexagonais externas (HE), as conexões hexagonais internas (HI) e as do tipo cônicas internas.⁵ Dentro das configurações de componentes protéticos para a conexão HE há os do tipo UCLA (Universidade da Califórnia em Los Angeles), que podem ser utilizados tanto na etapa de prótese provisória, quanto na definitiva, com variações em sua composição entre as duas etapas.⁶

As coroas protéticas implantossuportadas podem ser metalocerâmicas ou totalmente cerâmicas, e fatores como resistência e estética são primordiais na escolha do material a ser usado na sua confecção. Em uma revisão sistemática demonstrou-se que as coroas unitárias de cerâmica pura apresentaram taxas de sucesso de 93,3%, o que se assemelhou àquelas das metalocerâmicas (95,6%). Entretanto, quando apenas a região posterior foi avaliada, as coroas cerâmicas demonstraram taxa de sucesso de 84,4% em 5 anos de acompanhamento, enquanto que as metalocerâmicas apresentaram uma taxa de sucesso de 80,3%, em acompanhamento de 18 anos.⁷ Em outro estudo, o sucesso de coroas unitárias metalocerâmicas foi significativamente maior (95,4%; $p=0,005$) do que as de cerâmica pura (91,2%).⁸

A adequada adaptação da prótese sobre o implante é de extrema importância para a integridade da saúde peri-implantar, uma vez que descondições entre a superfície implante/prótese predisõem ao acúmulo de biofilme, o que pode levar ao desenvolvimento de peri-implantite e perda óssea subsequente.^{9,10,11} Além das complicações biológicas, há de se destacar as complicações mecânicas que provêm dessa descondição. As mais observadas são o afrouxamento ou fratura do parafuso, e até mesmo a fratura do próprio componente protético. Coroas unitárias são mais suscetíveis ao afrouxamento e à fratura do parafuso do que próteses múltiplas, devido à força anti-rotacional exercida pelo maior número de pilares.¹² A frequência de fratura de componente protético ou parafusos relatada na literatura é de 0,35%, enquanto que a de afrouxamento é de 12,7%.⁸ Assim, é importante destacar que, devido à micromovimentação provocada pelas descondições das próteses parafusadas nas plataformas dos implantes, pode ocorrer, como principal efeito deletério, a perda óssea subjacente ao conjunto implante/prótese.¹³

A interface implante/prótese encontra-se, na maior parte das vezes, em nível subgingival, uma região de difícil acesso para avaliação clínica. Por isso, os exames imaginológicos tornam-se ferramentas imprescindíveis para a identificação de descondições nessa interface.^{14,15} Durante as fases de confecção das próteses, a radiografia periapical é o principal exame por imagem utilizado para avaliar a adaptação do componente protético ao implante. Entretanto, a identificação de pequenas descondições depende da angulação vertical utilizada, o que implica em algumas limitações à técnica.¹⁶ Em revisão sistemática, apontou-se que a radiografia periapical pela técnica do paralelismo encontra-se sob investigação, visto que sua utilização para esse fim ainda não está bem fundamentada cientificamente.¹⁷ Recentemente, Darós et al.¹⁸ demonstraram que as técnicas radiográficas interproximal e periapical do paralelismo com posicionadores foram capazes de permitir a detecção de descondições de 50 µm e de 150 µm, enquanto que a técnica periapical da bissetriz obteve resultados inferiores, reafirmando, assim, a limitação da angulação vertical, inerente à técnica.

No final dos anos de 1990, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) começou a ser utilizada na Odontologia, permitindo que as limitações relacionadas à bidimensionalidade das imagens radiográficas fossem superadas. Tendo em vista seu aspecto tridimensional (3D), a TCFC fornece imagens seccionais, em tamanho

real e livres de sobreposições.¹⁹ A TCFC utiliza emissão de um feixe de raios X com formato cônico ou piramidal que atravessa a estrutura do paciente e se encontra com um painel de detecção do lado oposto. Esse conjunto, fonte de raios X e painel detector, rotaciona ao redor de um eixo localizado no centro da área de interesse da qual se quer adquirir a imagem. Os resultados dessa rotação são as imagens bases em duas dimensões, que são reconstruídas digitalmente por algoritmos, cujo mais comum é o de *Feldkamp*. Assim, é possível a visualização tridimensional da área de interesse.²⁰

Dentre as limitações do exame de TCFC estão os artefatos, que podem ser definidos como imagens visualizadas na reconstrução que não estão presentes no objeto/paciente. Os artefatos resultam de uma discrepância entre características físicas do objeto escaneado e erros do algoritmo de reconstrução, que não consegue transcrever com total fidelidade as características do objeto.²¹

Existem vários tipos de artefatos, porém, ao se tratar de exames tomográficos em sítios com a presença de implantes dentários, o principal fenômeno em questão é o *Beam Hardening*. Esse fenômeno acontece com materiais de densidade e número atômico elevados – como os metais e ligas leves, a exemplo do titânio – e com feixe de baixa energia.²² Os fótons de raios X com baixa energia são atenuados pelos materiais de alta densidade, enquanto que os de alta energia passam através desses materiais, chegam até os painéis de detecção e são transcritos com erros pelos algoritmos de reconstrução.^{21, 23} Esses erros de reconstrução são expressados nas imagens como estruturas lineares hiperdensas, hipodensas e distorções volumétricas. Portanto, a interpretação de imagens adquiridas com a presença de objetos de alta densidade pode ser prejudicada. Assim, por vezes, o diagnóstico pode ser alterado, principalmente se estruturas diminutas estiverem nas periferias desses objetos.^{24, 25, 26}

Em certos sistemas de TCFC, os valores de alguns parâmetros de aquisição, como *kVp* (kilovoltagem pico), *mAs* (miliampére-segundo), *voxel* e *FOV* (*Field Of View*), podem ser alterados de acordo com a necessidade do caso. As várias combinações desses parâmetros podem modificar o resultado das imagens adquiridas e conseqüentemente os diagnósticos decorrentes.²⁰ Os parâmetros energéticos *kVp* e *mAs* alteram, respectivamente, a qualidade e quantidade do feixe de raios X emitido.

Estudos têm demonstrado que, quanto maior o valor do *kVp*, maior energia o feixe de raios X terá e, conseqüentemente, resultará em menor produção de artefatos nas imagens. Do mesmo modo, quando o valor da *mAs* é aumentado, a quantidade de sinal emitido pela fonte de raios X também aumenta e, assim, melhor é a qualidade da imagem produzida.^{20, 27}

A resolução espacial das imagens produzidas é diretamente alterada pelo tamanho do *voxel* selecionado. O *voxel* representa a contrapartida tridimensional do *pixel* que, por sua vez, constitui-se na unidade formadora das imagens bidimensionais. Quanto menor o *voxel* selecionado, mais detalhes terá a imagem adquirida pelo sistema de TCFC. O tamanho do *voxel* pode chegar a valores menores que 0,02 mm, tamanho aproximado do espaço do ligamento periodontal. Em alguns sistemas de TCFC, quanto menor o *voxel* selecionado, maior será o tempo de exposição aos raios X, o que resulta em uma dose maior para o paciente.²⁰

O *FOV* pode ser ajustado ao se diminuir ou aumentar o tamanho da área de interesse a ser adquirida. O uso de *FOVs* pequenos resulta em duas conseqüências benéficas: redução na dose de raios X a que o paciente é exposto e na quantidade de radiação secundária, que, por sua vez, induz a uma produção menor de artefatos.^{20, 28} No entanto, o tamanho do *FOV* a ser selecionado deve ser compatível com a região a ser examinada, visando evitar repetições no exame, as quais invalidariam qualquer medida radioprotetora.

Outro parâmetro da TCFC que pode alterar a qualidade das imagens adquiridas é a resolução de contraste. A imagem visualizada nos cortes multiplanares é formada por *pixels* e estes possuem tons de cinza atribuídos individualmente. Os *pixels* são transcritos pelo computador em forma de dígitos binários (*bits*). Quanto mais *bits* forem utilizados para transcrever uma imagem, mais tons de cinza serão gerados. Alguns dos tomógrafos atuais geram imagens com 12 *bits* (4.096 tons de cinza), 14 *bits* (16.384 tons de cinza) ou 16 *bits* (65.635 tons de cinza).²⁹

Um dos principais efeitos que limitam a resolução de contraste das imagens de TCFC em comparação às imagens de tomografia computadorizada multidetector (TCMD) é a geometria do feixe de raios X inerente do próprio sistema. Como a projeção do feixe de raios X é cônica ou piramidal, tanto a sua passagem pelo paciente, quanto a recepção no painel detector são influenciadas pela radiação

secundária (*scatter radiation*), resultando em menor resolução de contraste em qualquer sistema de TCFC, principalmente para a diferenciação entre tecidos moles.²⁰ Pauwels et al.²² constataram que uma resolução de contraste maior pode favorecer a detecção de detalhes de estruturas diminutas. Nesse estudo, o sistema *Picasso Trio* obteve melhores resultados do que sistemas de TCFC com menor resolução de contraste como, por exemplo, o sistema *Scanora 3D*.²²

Apesar dos benefícios da tridimensionalidade da TCFC, na etapa pós-operatória à instalação de implantes dentários, esta possui indicação restrita a complicações pós-cirúrgicas do tratamento.³⁰ Possivelmente, as razões para isso se devem à formação de artefatos relacionados ao titânio, às maiores doses de radiação X demandadas da TCFC quando comparado à radiografia periapical, maiores custos e à falta de evidências científicas nesse sentido. Entretanto, caso o paciente que possua implantes e próteses tenha realizado um exame de TCFC, todo o volume adquirido deve ser analisado pelo radiologista e os achados incidentais descritos no laudo. Assim, questiona-se se desadaptações nessa interface também deveriam ser relatadas.

No presente estudo, a hipótese nula é que a resolução de contraste disponibilizada pelos sistemas de TCFC não influencie na detecção de desadaptações entre implante e prótese.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a acurácia de três sistemas de TCFC na detecção de desadaptação entre implantes e próteses metalocerâmicas.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Indicar valores de diagnóstico (sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo) para a detecção tomográfica de desadaptações;
- b) Mensurar e comparar os valores da área sob a curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) (Az) fornecidos pelos sistemas de TCFC avaliados;
- c) Determinar se a resolução de contraste disponibilizada pelos sistemas de TCFC testados influencia na detecção das desadaptações.

3 ARTIGO 1: ACURÁCIA DA DETECÇÃO DE DESADAPTAÇÕES NO CONJUNTO IMPLANTE/PRÓTESE POR MEIO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO - UMA ABORDAGEM QUANTO À RESOLUÇÃO DE CONTRASTE

Vinícius Cavalcanti Carneiro¹, Caíque Araujo Siqueira¹, Flavia Bridi Valentim¹, Amanda Lima Emmerich Oliveira², Matheus Lima de Oliveira³, Rogério Albuquerque Azeredo⁴, Sergio Lins de Azevedo Vaz¹.

¹ Departamento de Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Espírito Santo, Brasil

² Craniofacial Imagens Odontológicas, Espírito Santo, Brasil

³ Departamento de Diagnóstico Oral, Divisão de Radiologia Oral, Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, São Paulo, Brasil

⁴ Departamento de Morfologia, Universidade Federal do Espírito Santo, Espírito Santo, Brasil

Detecção de desadaptações por meio da TC de Feixe Cônico

Autor de correspondência:

Vinícius Cavalcanti Carneiro

Endereço: Rua Santa Terezinha, 201/404A, André Carloni, Serra, ES, Brasil. CEP 29161-819.

E-mail: vinicius.cc@gmail.com

55 27 9-9783-4316

Palavras-chave: tomografia computadorizada, artefatos, implante dentário, prótese dentária, adaptação marginal dentária

Resumo

Objetivo: Avaliar a acurácia de três sistemas de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com diferentes resoluções de contraste na detecção de desadaptações na interface implante/prótese (IIP).

Material e Métodos: Foram instalados 32 implantes e coroas metalocerâmicas na região posterior de mandíbulas maceradas. Tiras de poliéster foram inseridas na IIP para simular desadaptações de 200 μm . Os implantes foram escaneados com e sem as desadaptações simuladas ($n = 64$) usando os sistemas de TCFC *Picasso Trio*, *OP300* e *Scanora 3D*. Quatro examinadores avaliaram a presença ou ausência das desadaptações simuladas. Outro examinador independente mediu a resolução de contraste das imagens utilizando o *software* ImageJ. As estatísticas compreenderam cálculo de valores de diagnóstico, comparação dos valores de área sob a curva ROC (Az) e teste Kappa.

Resultados: Os valores de Kappa indicaram reprodutibilidades intra e interexaminadores de justa a quase perfeita e foram menores para *Scanora 3D* e *OP300*. *Picasso Trio* obteve maiores valores de diagnóstico (acurácia = 0,84; sensibilidade = 0,83; especificidade = 0,85; valor preditivo positivo = 0,85; valor preditivo negativo = 0,84) e de Az (0,86; $p < 0,05$). A resolução de contraste do sistema *Picasso Trio* foi maior do que as dos sistemas *OP300* e *Scanora 3D*.

Conclusão: As imagens adquiridas com o *Picasso Trio* resultaram em melhor acurácia na detecção de desadaptações na IIP em comparação aos sistemas *Scanora 3D* e *OP300*, por sua maior resolução de contraste.

3.1 Introdução

Os implantes dentários vêm sendo cada vez mais utilizados como opções de tratamento em reabilitações orais uma vez que possuem altas taxas de sucesso (Almeida, Freitas Júnior, Pellizzer, 2006; De Angelis, et al., 2017). Osseointegração, ausência de falhas biológicas e mecânicas são critérios necessários para o sucesso a longo prazo de uma reabilitação sobre implantes (Balshi, Wolfinger, Stein, Balshi, 2015; Butignon, de Almeida, Santo, Arioli Filho, 2016). Uma das causas mais prevalentes de falha mecânica na interface implante/prótese é o afrouxamento e até mesmo a fratura do parafuso que retém a prótese no implante (Harris, Henry, Krogh, Polizzi, 1994; Henry, et al., 1996). Estudos têm demonstrado que desconfortos entre implante e prótese podem causar distribuição irregular de cargas nos componentes implantares, ocasionando assim, fraturas em seus componentes ou afrouxamento e fratura dos parafusos (Alkan, Sertgoz, Ekici, 2004; Hecker, Eckert, 2003). Além disso, perda óssea ao redor de implantes cujo componente protético é aparafusado ocorre independentemente do tamanho da desconforto, devido a uma micromovimentação maior entre implante e componente protético (Hermann, Schoolfield, Schenk, Buser, Cochran, 2001).

Para a avaliação das desconfortos entre implante e prótese, alguns dos métodos utilizados são a percepção tátil com sonda exploradora e a radiografia intrabucal em suas diversas técnicas (Cançado Oliveira, Valerio, Janses, Zenóbio, Manzi, 2016; May, Edge, Russel, Razzoog, Lang, 1997). As técnicas radiográficas intrabucais são indicadas para a detecção de desconfortos entre implante e prótese devido à baixa dose de radiação a que o paciente é exposto (Darós, Carneiro, Siqueira, De-Azevedo-Vaz, 2017). Entretanto, possui técnica crítica com relação aos requisitos geométricos para a sua execução, pois variações de angulações verticais podem mascarar pequenas desconfortos (Darós, et al. 2017).

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) teve seu início na Odontologia nos anos de 1990 e revolucionou a maneira com que os procedimentos odontológicos são planejados e executados, principalmente pela mudança da visualização plana de estruturas para uma visualização volumétrica (Scarfe, Aboelmaaty, Scott, Farman, 2012). Suas indicações estão presentes em todas as áreas da Odontologia (SEDENTEX Project, 2012), embora sejam restritas na fase

pós-operatória em Implantodontia a complicações pós-cirúrgicas (Hammerle, et al., 2015). Sendo assim, não há na literatura, até o presente momento, estudos que avaliaram a acurácia da detecção de desadaptações entre implante e prótese por meio de imagens de TCFC (Liedke, Spin-Neto, Silveira, Wenzel, 2014).

Alguns fenômenos inerentes ao exame de TCFC podem prejudicar a visualização de detalhes nas regiões peri-implantares (Schulze, et al., 2011). Como os materiais utilizados na implantodontia são, em sua maioria, densos e de altos números atômicos, o principal deles é o *Beam Hardening* (Schulze, et al., 2011). Entretanto, Pauwels et al. (2015) demonstraram que a resolução de contraste dos sistemas de TCFC pode influenciar na qualidade da imagem e na distinção de detalhes finos (Pauwels, Araki, Siewerdsen, Thongvigitmanee, 2015).

Achados incidentais de exames tomográficos pós-instalação de implantes variam de angulações anormais, penetração de estruturas anatômicas e injúria a dentes adjacentes (Clark, Barbu, Lorean, Mikiristky, Levin, 2017). Considerando que todas as imagens adquiridas na TCFC devem ser cuidadosamente analisadas e os achados incidentais relatados pelo radiologista, caso o paciente tenha realizado um exame de TCFC posteriormente à instalação de implantes e próteses, questiona-se se desadaptações nessa interface também deveriam ser relatadas. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar a acurácia de três sistemas de TCFC com diferentes resoluções de contraste na detecção de desadaptação entre implante e próteses metalocerâmicas unitárias.

3.2 Material e métodos

3.2.1 Seleção e preparação da amostra

O presente estudo de investigação experimental laboratorial foi aprovado pelo Comitê de Ética. Quatro implantes do tipo hexágono externo, plataforma de 3,75 mm de diâmetro, comprimento de 9 mm (TitamaxTi, Neodent, Curitiba/PR, Brasil) foram instalados na região de molares e pré-molares, bilateralmente, em oito mandíbulas humanas maceradas parcialmente dentadas, totalizando 32 implantes ao total. O número amostral foi definido utilizando um cálculo para comparação de curvas ROC (*Receiver Operating Characteristics*) no software MedCalc (bvba, Ostend, Belgium).

Quatro coroas metalocerâmicas confeccionadas sobre componentes protéticos com cinta metálica (cilindros de cobalto-cromo, Neodent, Curitiba/PR, Brasil) foram aparafusadas sobre os implantes instalados com o torque sugerido pelo fabricante (32N.cm). Desadaptações de 200 μm foram simuladas mediante a inserção de quatro tiras de poliéster de espessura pré-determinada de 50 μm (TDV Dental, Pomerode, SC, Brasil) entre a plataforma do implante e o componente protético. Como controle (ausência de desadaptação simulada) foi realizada a instalação da prótese diretamente sobre a plataforma do implante. Um padrão de referência da ausência da de desadaptação simulada foi obtido por meio da utilização de uma lupa trinocular com uma câmera (ZEISS, Germany) acoplada, e um computador onde as imagens eram visualizadas através do *software* Axiovision (ZEISS, Germany) com magnificação de 16x (Figura 1). Além da lupa trinocular para confirmação da ausência de desadaptação simulada, foi utilizado, também, um microscópio eletrônico de varredura modelo JSL-6610LV (*Scanning Electron Microscopy*, JEOL, USA) no qual se ajustou a magnificação de 750x.

3.2.2 Aquisição das imagens de TCFC

Imagens tomográficas das situações de ausência e presença de desadaptação foram adquiridas, colocando-se todos os conjuntos implante/prótese sob essas condições de forma aleatória. As mandíbulas foram posicionadas com a base paralela ao plano horizontal em um recipiente com água para simular os tecidos moles (Sandborg, Alm Carlsson, Persliden, Dance, 1993). Além das mandíbulas, as duas primeiras vértebras cervicais estavam posicionadas anatomicamente para melhor simulação da realidade clínica (Katsumata, Hirukawa, Okumura, 2007; Shelley, Brunton, Horner, 2011). As imagens foram adquiridas nos sistemas de TCFC Picasso Trio (E-WOO Technology, Giheung-gu, República da Coreia) (PT), Orthopantomograph® OP300 (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia) (OP) e Scanora 3D (Soredex Co., Tuusula, Finlândia) (SC). As especificações dos protocolos utilizados foram: PT – 10 mA, 85 kVp, FOV de 8x5 cm e *voxel* de 0,2 mm; OP – 10 mA, 90 kVp, FOV de 8x6 cm e *voxel* de 0,2 mm; SC – 10 mA, 85 kVp, FOV de 10x7,5 cm e *voxel* de 0,2 mm. Os protocolos foram ajustados os mais aproximados possíveis para que novas variáveis não fossem introduzidas.

3.2.3 Avaliação das imagens de TCFC

Quatro avaliadores – dois cirurgiões-dentistas radiologistas, um implantodontista e um protesista –, todos com experiência mínima de 5 anos em TCFC, acessaram todo o volume em qualquer corte/plano, de forma dinâmica. As variáveis de resposta dicotômicas foram presença ou ausência de desadaptação nas interfaces implante/prótese. Além disso, os avaliadores utilizaram uma escala de cinco pontos para a presença ou ausência de desadaptação, a saber: 1 – definitivamente ausente, 2 – provavelmente ausente, 3 – incerto, 4 – provavelmente presente e 5 – definitivamente presente.

As tomografias foram avaliadas em um monitor AOC E2270Swn (AOC, Manaus, Brasil) com resolução padrão de 1920x1080 *pixels*, nos programas recomendados pelos fabricantes dos tomógrafos utilizados, isto é, EZ3D2009 *software* (E-WOO Technology, Giheung-gu, República da Coreia) para imagens do sistema PT, e OnDemand 3D *software* (CyberMed, Seoul, República da Coreia) para OP e SC. O uso da ferramenta *zoom* e o ajuste de brilho e contraste (Figura 2) foram permitidos. Não foi permitida a utilização de filtros de imagem. Uma reavaliação de 20% das imagens foi conduzida 30 dias após o término das avaliações para verificação da reprodutibilidade intraexaminador.

Outro avaliador independente mensurou a resolução de contraste em cada imagem do estudo por meio da ferramenta histograma do *software* ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD). Para isso, os valores mínimos e máximos de tons de cinza de cada imagem foram subtraídos individualmente, obtendo-se a quantidade de tons de cinza presente.

3.2.4 Análises estatísticas

A análise de reprodutibilidade intraexaminadores e interexaminadores para presença/ausência de desadaptação foi realizada utilizando o teste Kappa, adotando-se a seguinte interpretação para os valores obtidos (Landis, Koch, 1977): reprodutibilidade pobre (<0,00), reprodutibilidade leve (0,00 – 0,20), reprodutibilidade

justa (0,21 – 0,40), reprodutibilidade moderada (0,41 – 0,60), reprodutibilidade substancial (0,61 – 0,80) e reprodutibilidade quase perfeita (0,81 – 1,00).

Foram realizadas análises descritivas envolvendo testes diagnósticos (sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo (VPP) e valor preditivo negativo (VPN)), cálculo da média e desvio padrão das quantidades de tons de cinza presentes nas imagens tomográficas. O valor de sensibilidade indica a correta detecção de desadaptação na interface implante/prótese, já o de especificidade aponta a correta detecção da situação de ausência da desadaptação simulada. A acurácia revela a proporção de resultados corretos. VPP indica a proporção de desadaptações simuladas corretamente diagnosticadas (verdadeiro-positivo), e VPN, de situações com ausência de desadaptação simulada corretamente diagnosticadas (verdadeiro-negativo).

Os valores de áreas sob as curvas ROC – Az – foram calculados e testes de comparação de curvas ROC foram realizados no programa Epidat 3.1 (*Conselleria de Sanidade de Xunta de Galicia and Pan American Health Organization*). A hipótese nula principal testada considerou não haver diferença entre as respostas fornecidas pelos avaliadores das imagens tomográficas quando os três sistemas de TCFC foram utilizados.

3.3 Resultados

A reprodutibilidade intraexaminador para avaliação de presença/ausência de desadaptação realizada nas imagens adquiridas no PT variou de moderada a quase perfeita e de justa a substancial para os outros tomógrafos. A reprodutibilidade interexaminador variou entre justa e quase perfeita para as imagens adquiridas no PT e no OP, já para o SC foi entre justa e substancial (Tabela 1).

O valor de sensibilidade para as imagens adquiridas pelo PT foi de 0,83, OP 0,57 e SC 0,59 (Tabela 2). Esse resultado demonstra a superioridade do PT em permitir a identificação das desadaptações em relação aos outros tomógrafos. O valor de especificidade foi maior, também, para as imagens adquiridas no PT (0,85), entretanto, a diferença para os outros dois tomógrafos foi menor do que quando comparada com a sensibilidade (OP, 0,71; SC, 0,76). Observou-se, portanto, menor

disparidade em identificar os indivíduos saudáveis da amostra (sem desadaptação). As imagens adquiridas no PT forneceram maior valor de acurácia que os outros dois tomógrafos (PT, 0,84; OP, 0,64; SC, 0,68), revelando assim uma capacidade maior de acerto no diagnóstico das desadaptações. Valores superiores de VPP e VPN também foram obtidos para as imagens adquiridas no PT (0,87 e 0,84), em relação ao OP (0,67 e 0,61) e SC (0,70 e 0,64). Houve, assim, melhor capacidade do PT de apontar os verdadeiros-positivos e os verdadeiros-negativos.

Os valores de Az (Tabela 3, Figura 3) foram maiores para as imagens adquiridas no PT em comparação aos outros dois tomógrafos. O teste estatístico de comparação entre as áreas sob as curvas ROC demonstrou diferença entre as imagens adquiridas no PT (Az=0,86) e nos tomógrafos OP (Az=0,63) e SC (Az=0,64) ($p<0,05$). Observou-se, portanto, superioridade estatisticamente significativa das imagens adquiridas pelo PT em relação às dos tomógrafos OP e SC.

As imagens adquiridas no PT obtiveram uma média de 21.700,9 tons de cinza (desvio-padrão = 780,77), enquanto que as imagens adquiridas do OP e do SC mostraram uma média de 4095 tons de cinza (desvio padrão = 0).

3.4 Discussão

Os exames radiográficos são os mais indicados para se avaliar a adaptação entre prótese e implante devido à sua acurácia satisfatória e menores doses de radiação envolvidas (Darós, et al., 2017). A TCFC é indicada em implantodontia, principalmente, na avaliação pré-operatória do sítio quanto à altura e espessura óssea disponíveis, identificação de acidentes anatômicos, para melhor previsibilidade da prótese a ser instalada e visualização de áreas doadoras de tecido ósseo para enxerto (Hammerle, et al., 2015; Harris, et al., 2012). Além disso, na etapa pós-operatória, a TCFC é indicada para o diagnóstico de complicações, como infecções e dano à inervação adjacente (Hammerle, et al., 2015).

As imagens adquiridas no tomógrafo PT demonstraram melhores resultados quando comparadas às dos tomógrafos OP e SC. Os valores de sensibilidade, especificidade, acurácia, VPP e VPN foram cerca de 30% maiores com o uso do PT, assim como a área sob a curva ROC (Az). Os valores de Kappa também foram

maiores para as imagens do PT, variando de moderado até quase perfeito, quando comparados ao OP e SC. Os menores valores de diagnóstico apresentados pelas imagens do OP e do SC podem justificar essa discrepância nos valores de Kappa e a maior dificuldade dos avaliadores em determinar, de forma consistente, a presença ou ausência das desadaptações. A média do número de tons de cinza mensurada também foi maior para PT, indicando uma resolução de contraste superior. Acredita-se que essa maior resolução de contraste encontrada no PT possa explicar a maior acurácia no diagnóstico das desadaptações simuladas, dentre outros fatores que serão discutidos posteriormente.

Os materiais constituintes dos implantes e coroas metalocerâmicas instaladas nas mandíbulas (liga de cobalto cromo (Co-Cr), cerâmica feldspática (KAlSi₂O₆) e titânio) são muito densos e possuem números atômicos altos que, por sua vez, são responsáveis pela geração de artefatos (Schulze, et al., 2011; Nagarajappa, Dwivedi, Tiwari, 2015). O fenômeno de *Beam Hardening* é uma grande fonte de produção de artefatos em TCFC e pode ser explicado pela absorção dos fótons de raios X de menor energia por materiais densos e de números atômicos altos. Ao mesmo tempo, os fótons de maior energia conseguem atravessar o objeto, aumentando a energia média do feixe de fótons de raios X remanescente. Desta forma, ocorre um erro no algoritmo de reconstrução de imagens do sistema de TCFC, que tenta compensar a forte atenuação dos fótons de menor energia contidos no feixe de raios X (Schulze, et al., 2011; Makins, 2014). Esse fenômeno, no que lhe diz respeito, produz diversos tipos de artefatos, como estrias hiperdensas, estrias hipodensas e distorção volumétrica.

Na distorção volumétrica, o tamanho dos objetos de alta densidade presentes nas imagens tomográficas é aumentado (Bezerra, Neves, Vasconcelos, Ambrosano, Freitas, 2015; Vasconcelos, et al., 2015). Esse foi o artefato mais encontrado por Vasconcelos et al. (2015) em seu estudo. Codari et al. (2017) observaram diferentes magnitudes de distorção volumétrica entre três sistemas de TCFC. Por outro lado, Sheridan et al. (2018) não encontraram distorção nas dimensões de implantes e estruturas periimplantares quando o sistema *3D Accuitomo 170* foi utilizado, o mesmo que forneceu os melhores resultados nos trabalhos de Vasconcelos et al. (2015) e Codari et al. (2017). Embora nenhum dos sistemas de TCFC utilizados nesses estudos tenha sido incluído no presente, é provável que a distorção

volumétrica dos implantes e próteses tenha impactado na capacidade de se detectar desadaptações nessa interface, devido a um mascaramento das desadaptações simuladas. Acreditamos que o sistema PT pôde contornar esse mascaramento devido à sua alta resolução de contraste, com valores máximos e mínimos de cinza de 16.383 e -7509, respectivamente. OP e SC exibiram variação entre 3095 e -1000 para valor máximo e mínimo de cinza, respectivamente.

Gráficos de um mesmo implante obtidos com o uso da função *plot profile* do software *ImageJ* são demonstrados na Figura 4. Em um corte axial do volume na altura do terço cervical dos implantes traçou-se uma linha no sentido de vestibular para lingual e a partir dessa a ferramenta *plot profile* originou o gráfico com os valores de tons de cinza contidos na linha. Observa-se que ocorre uma saturação no valor máximo de cinza (3.095) que representa todo o implante nos cortes axiais, oriundos dos sistemas OP e SC. Por outro lado, no sistema PT, o valor máximo de cinza (8.000) representa a periferia do implante, porém valores de cinza menores (3.500) são atribuídos ao interior do implante, indicando melhor distribuição dos valores de cinza na imagem. Assim, quando os avaliadores realizavam o ajuste de brilho e contraste nas imagens, era possível transitar com os tons de cinza por toda a escala disponibilizada pelo sistema. Apesar de o avaliador conseguir visualizar, em média, apenas 60 tons de cinza simultaneamente (Kunzel, Scherkowski, Willers, Becker, 2003; Udupa, Mah, Dove, McDavid, 2013), ele possuía uma escala de cinza maior para percorrer no PT. Logo, acreditamos que distorções volumétricas na interface implante/prótese nas imagens do sistema PT puderam ser minimizadas ao se percorrer sua vasta escala de tons de cinza, como pode ser visualizado na Figura 2. Desse modo, as desadaptações entre implantes e próteses metalocerâmicas puderam ser detectadas de forma mais acurada.

Outros fatores podem ter influenciado nos resultados do presente estudo, tais como *FOV*, *kVp*, *mA*, *voxel*, painéis de detecção, *softwares* de visualização e algoritmos de reconstrução. Todos os parâmetros customizáveis nos tomógrafos foram ajustados da forma mais aproximada possível, para que não houvesse a interferência dessas variáveis nos resultados. Com exceção do *mA* e *voxel*, os outros parâmetros e características dos tomógrafos não puderam ser padronizados por limitações dos próprios sistemas.

Assim como no presente estudo, Azeredo et al. (2013), Emadi et al. (2014), Bamba et al. (2013) e Razi et al. (2014) também utilizaram *FOV* e *softwares* de visualização diferentes. Oliveira et al. (2013) concluíram que a posição do objeto no *FOV* e as dimensões do *FOV* podem influenciar no valor de cinza das imagens adquiridas. Oliveira et al. (2014) demonstraram que, quando há um aumento de 40 *kVp*, há uma diminuição na variabilidade de tons de cinza nos *voxels*, se entendendo assim por uma menor produção do fenômeno de *Beam Hardening*. Entretanto, consideramos que uma alteração de apenas 5 *kVp* entre os sistemas OP e SC não poderia modificar a resolução de contraste típica das imagens ou a distribuição dos tons de cinza no volume. O fato de haver diferença nas resoluções de contraste dos sistemas PT e SC, cujas imagens foram adquiridas com mesmo *kVp*, reforça nossa premissa.

Utilizamos os *softwares* de visualização indicados pelos fabricantes: *Ez3D Plus* para o PT, e *OnDemand 3D* para os tomógrafos OP e SC. Azeredo et al. (2013) não encontraram diferenças estatísticas entre *softwares* quando os tons de cinza de alguns materiais foram comparados em imagens adquiridas em quatro tomógrafos. Todos os três sistemas de TCFC utilizados neste estudo empregam painéis do tipo CMOS *flat panel*. Entretanto, não há informações técnicas suficientes em seus manuais para se garantir a total semelhança entre os painéis. No que se refere aos algoritmos de reconstrução, o algoritmo de *Feldkamp* atualmente ainda é o mais utilizado nos sistemas de TCFC, em sua forma original ou em versões levemente modificadas (Rodet, Noo, Defrise, 2004). Contudo, os processos de reconstrução das imagens são bastante específicos e os manuais dos sistemas utilizados também não discriminam como ocorrem.

Para reduzir a interferência que os artefatos produzem na TCFC, algoritmos e filtros têm sido propostos por certos fabricantes. Entretanto, alguns estudos já demonstraram que essas ferramentas não têm sido suficientes para reduzir a produção de artefatos (Vasconcelos, et al., 2015; Kamboroglu, et al., 2013; De-Azevedo-Vaz, et al., 2016). Neste estudo, as imagens foram adquiridas sem o emprego de algoritmos de redução de artefatos metálicos, embora os sistemas PT e OP os disponibilizem. Frente aos resultados do presente estudo, sugerem-se futuras investigações sobre a influência da resolução de contraste dos sistemas de TCFC na produção de artefatos e distorções volumétricas. Assim, os fabricantes poderiam

se valer de maiores resoluções de contraste no desenvolvimento de sistemas de TCFC para Odontologia, considerando que materiais de alta densidade são utilizados em muitas situações clínicas.

Neste estudo as desadaptações simuladas possuíam 200 μm , magnitude considerada clinicamente relevante por alguns autores (McLean, von Fraunhofer, 1971) e maior do que aquela encontrada em outros estudos (Darós, et al., 2017; Lin, Wadhvani, Cheng, Sharma, Finzen, 2014; Sharkey, et al., 2011). A escolha por se simular desadaptações de 200 μm na presente pesquisa é justificada pelo tamanho do *voxel* utilizado nos sistemas de TCFC (200 μm). Fatidicamente, desadaptações menores que o tamanho do *voxel* dificultariam a detecção das mesmas, devido ao efeito de volume parcial.

Dentre as limitações, este é um estudo *in vitro* no qual a reprodução da realidade clínica é limitada. Apesar dos métodos de padronização e simulação aplicados nos estudos *in vitro*, pode-se não abranger todas as características de pacientes. A restrição de informações nos manuais disponibilizados pelos fabricantes também contribui para mais dificuldade na interpretação dos resultados obtidos.

Concluiu-se que, por sua maior resolução de contraste, as imagens adquiridas no sistema PT permitiram um diagnóstico mais acurado de desadaptação entre implante e prótese metalocerâmica do que os sistemas OP e SC. Acredita-se que uma configuração de resolução de contraste maior pode beneficiar a distinção de interfaces de materiais de alta densidade, como a interface implante/prótese.

3.5 Agradecimentos

Implantes providos pela Neodent; LUCAR (MCT/FINEP/CT-NFRA-PROINFRA 01/2006) pelo uso do microscópio eletrônico de varredura (MEV); Departamento de Morfologia da Universidade Federal do Espírito Santo por ceder as mandíbulas maceradas humanas e permitir o uso do microscópio trinocular óptico; Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) pela bolsa concedida ao autor (PROCAP 2016 – Bolsa Mestrado). Agradecemos, também, às Dras. Amanda Pelegrin Candemil e Zilda Fagundes Lima Oliveira pelo auxílio na aquisição das imagens tomográficas.

REFERÊNCIAS

- Alkan, I., Sertgöz, A., & Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*, 91,319-325. doi:10.1016/S0022391304000332
- Almeida, E. O., Freitas Júnior, A. C., & Pellizzer, E. P. (2006). Cement-retained versus screw-retained restorations: selection parameters in implant-supported prosthesis. *Innov Implant J Biomater Esthet*, 1(1),15–20.
- Azeredo, F., de Menezes, L. M., Enciso, R., Weissheimer, A., & de Oliveira, R. B. (2013). Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144,147–155. doi:https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.03.013
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., Stein, B. E., & Balshi, S. F. (2015). A long-term retrospective analysis of survival rates of implants in the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(1),1348-1354. doi:10.11607/jomi.3910
- Bamba, J., Araki, K., Endo, A., & Okano, T. (2013). Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol*, 42,1–32. doi:10.1259/dmfr.20120445
- Bezerra, S. Q., Neves, F. S., Vasconcelos, T. V., Ambrosano, G. M. B., & Freitas, D. Q. (2015). Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol*, 44,1–8. doi:10.1259/dmfr.20140428
- Butignon, L. E., de Almeida, B. M., Santo, J. S., & Arioli Filho, J. N. (2016). Vertical misfit of single-implant abutments made from different materials under cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31,1017–1022. doi:10.11607/jomi.4477

Cançado Oliveira, B. F. C., Valerio, C. S., Janses, W. C., Zenóbio, W. C., & Manzi, F. R. (2016). Accuracy of Digital Versus Conventional Periapical Radiographs to Detect Misfit at the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31,1023–1029. doi:10.11607/jomi.4525

Clark, D., Barbu, H., Lorean, A., Mikiristky, E., & Levin, L. (2017). Incidental findings of implant complications on postimplantation CBCTs: a cross-sectional study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19,776-782. doi:10.1111/cid.12511

Codari, M., Vasconcelos, K. F., Nicolielo, L. F. P., Haiter-Neto. F., & Jacobs, R. (2017). Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Impl Res*, 28,1509-1514. doi:10.1111/clr.13019

Darós, P., Carneiro, V. C., Siqueira, A. P., & De-Azevedo-Vaz, S. L. (2017). Diagnostic accuracy of 4 intraoral radiographic techniques for misfit detection at the implant abutment joint. *J Prosthet Dent*, S0022-3913(17)30566-8. doi:10.1016/j.prosdent.2017.08.008

De-Azevedo-Vaz, S. L., Peyneau, P. D., Ramirez-Sotelo, L. R., Vasconcelos, K. F., Campos, P. S. F., & Haiter-Neto, F. (2016). Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 121,550-556. doi:10.1016/j.oooo.2016.01.013

De Angelis, F., Papi, P., Mencio, F., Rosella, D., Di Carlo, S., & Pompa, G. (2017). Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 21(1),433-437.

Emadi, N., Safi, Y., Baghebanc, A. A., & Asgary, S. (2014). Comparison of CT-Number and Gray Scale Value of Different Dental Materials and Hard Tissues in CT and CBCT. *Iran Endod J*, 9,283–286.

Hämmerle, C. H. F., Cordaro, L., Assche, N. V., Benic, G. I., Bornstein, M., & Gamper, F. (2015). Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Impl Res*, 26,97-101. doi:10.1111/clr.12648

Harris, D., Henry, P. J., Krogh, P. H., & Polizzi, G. (1994). Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 9,49-54.

Harris, D., Horner, K., Gröndahl, K., Jacobs, R., Helmrot, E., & Benic G. I. (2012). E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organize by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Impl Res*, 00,1-11. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x

Hecker, D. M. & Eckert, S. E. (2003). Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*, 89,346-351. doi: 10.1067/mpr.2003.71

Henry, P. J., Laney, W.R., Jemt, T., Harris, D., Krogh, P. H., & Polizzi, G. (1996) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11,450-5.

Hermann, J., Schoolfield, J.D., Schenk, R.K., Buser, D., & Cochran, D. L. (2001) Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium

implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 72,1372-1383. doi:10.1902/jop.2001.72.10.1372

Kamboroğlu, K., Kolsuz, E., Murat, S., Eren, H., Yüksel, S., & Paksoy, C. S. (2013). Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defect using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentmaxillofac Radiol*, 42,20130176. doi:10.1259/dmfr.20130176

Katsumata, A., Hirukawa, A., & Okumura, S. (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104,829–36. doi:10.1016/j.tripleo.2006.12.005

Künzel, A., Scherkowski, D., Willers, R., & Becker, J. (2003). Visually detectable resolution of intraoral dental films. *Dentomaxillofac Radiol*, 32,385–389. doi: 10.1259/dmfr/22478778

Landis, J. R., & Koch, G. C. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33,159–174.

Liedke, G. S., Spin-Neto, R., da Silveira, H. E., Wenzel, A. (2014). Radiographic diagnosis of dental restoration misfit: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 41,957–967. doi: 10.1111/joor.12215. Epub 2014 Aug 21

Lin, K. C., Wadhvani, C. P. K., Cheng, J., Sharma, A., & Finzen, F. (2014). Assessing fit at the implant-abutment junction with a radiographic device that does not require access to the implant body. *J Prosthet Dent*, 112,817-823. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.016

Makins, R. (2014). Artifacts Interfering with Interpretation of Cone Beam Computed Tomography Images. *Dent Clin North Am*, 58,485–495. doi: 10.1016/j.cden.2014.04.007

May, K. B., Edge, M. J., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1997). The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, 77,497-502.

McLean, J. W., von Fraunhofer, J. A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131,107-11.

Nagarajappa, A. K., Dwivedi, N., & Tiwari, R. (2015). Artifacts: The downturn of CBCT image. *J Int Soc Prev Community Dent*, 5,440–445. doi:10.4103/2231-0762.170523

Oliveira, M. L., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M. B., & Haiter-Neto, F. (2014). Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *Dentomaxillofac Radiol*, 43,20140128. doi: 10.1259/dmfr.20140128

Oliveira, M. L., Tosoni, G. M., Lindsey, D. H., Mendoza, K., Tetradis, S., & Mallya, S. M. (2013). Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 115,558-564. doi: 10.1016/j.oooo.2013.01.021

Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: state of art. *Dentomaxillofac Radiol*, 44,1–20. doi: 10.1259/dmfr.20140224

Razi, T., Niknami, M., & Ghazani, F. A. (2014). Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect*, 8,107–110. doi:10.5681/joddd.2014.019

Rodet, T., Noo, F., & Defrise, M. (2004). The cone-beam algorithm of Feldkamp, Davis, and Kress preserves oblique line integrals. *Medical Physics*, 31,1972-1975. doi:10.1118/1.1759828

Sandborg, M., Alm Carlsson, G., Persliden, J., & Dance, D. R. (1993). Comparison of different materials for test phantoms in diagnostic radiology. *Radiat Prot Dosimetry*, 49,345–7. doi:https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a081971

Scarfe, W. C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S. A., & Farman AG. (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J*, 57:46–60. doi:10.1111/j.1834-7819.2011.01657.x

Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Buellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40, 265–273. doi:10.1259/dmfr/30642039

SEDEXCT Project. (2012). Radiation Protection n °172: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology: European Commission Directorate-General for Energy: Luxembourg.

Sharkey, S., Kelly, A., Houston, F., O’Sullivan, M., Quinn, F., & O’Connell, B. A Radiographic Analysis of Implant Component Misfit. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26,807–815.

Shelley, A. M., Brunton, P., & Horner, K. (2011). Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent*, 39,764–70. doi:10.1016/j.jdent.2011.08.008

Sheridan, R. A., Chiang, Y. C., Decker, A. M., Sutthiboonyapan, P., Chan, H. L., & Wang, H. L. (2018). The Effect of Implant-Induced Artifacts on Interpreting Adjacent Bone Structures on Cone-Beam Computed Tomography Scans. *Implant Dent*, 27,10–14. doi:10.1097/ID.0000000000000684

Udupa, H., Mah, P., Dove, S. B., & McDavid, W. D. (2013). Evaluation of image quality parameters of representative intraoral digital radiographic systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 116,774–783. doi:10.1016/j.oooo.2013.08.019

Vasconcelos, K. F., Nicolielo, L. F. P., Nascimento, M. C., Haiter-Neto, F., Boscolo, F. N., & Van Dessel, J. (2015). Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J*, 48,994–1000. doi:10.1111/iej.12395

TABELAS

Tabela 1 – Valores de reprodutibilidade intra- e interexaminadores

	Examinador 1	Examinador 2	Examinador 3	Examinador 4
PT				
Examinador 1	0,82	-	-	-
Examinador 2	0,57	0,43	-	-
Examinador 3	0,66	0,33	0,83	-
Examinador 4	1,00	0,57	0,66	1,00
OP				
Examinador 1	0,33	-	-	-
Examinador 2	0,83	0,65	-	-
Examinador 3	0,50	0,65	0,50	-
Examinador 4	0,83	0,67	0,35	0,63
SC				
Examinador 1	0,42	-	-	-
Examinador 2	0,22	0,63	-	-
Examinador 3	0,42	0,63	0,80	-
Examinador 4	0,35	0,50	0,28	0,25

PT – Picasso Trio; OP – OP 300; SC – Scanora 3D.

Tabela 2 – Valores diagnósticos obtidos com os três tomógrafos testados

	PT	OP	SC
Sensibilidade	0,83	0,57	0,59
Especificidade	0,85	0,71	0,76
Acurácia	0,84	0,64	0,68
VPP	0,85	0,67	0,71
VPN	0,84	0,63	0,65

VPP – Valor Preditivo Positivo; VPN – Valor Preditivo Negativo; PT – Picasso Trio; OP – OP 300; SC – Scanora 3D.

Tabela 3 – Valores de área sob curva ROC (Az) para os três tomógrafos testados

Tomógrafo	ROC (Az)	DP	IC 95%
PT	0,86 ^a	0,02	0,82 – 0,91
OP	0,63 ^b	0,03	0,57 – 0,70
SC	0,64 ^b	0,03	0,57 – 0,71

PT – Picasso Trio; OP – OP 300; SC – Scanora 3D; ROC (Az) – *Receiver Operating Characteristic* (Valores de Az); DP – desvio padrão; IC – intervalo de confiança. Letras diferentes nas colunas indicam diferença estatística ($p < 0,05$).

FIGURAS

Figura 1 – Implantes sem desadaptação visualizados na lupa trinocular com aumento de 16x (A) e no microscópio eletrônico de varredura com aumento de 750x (MEV) (B)

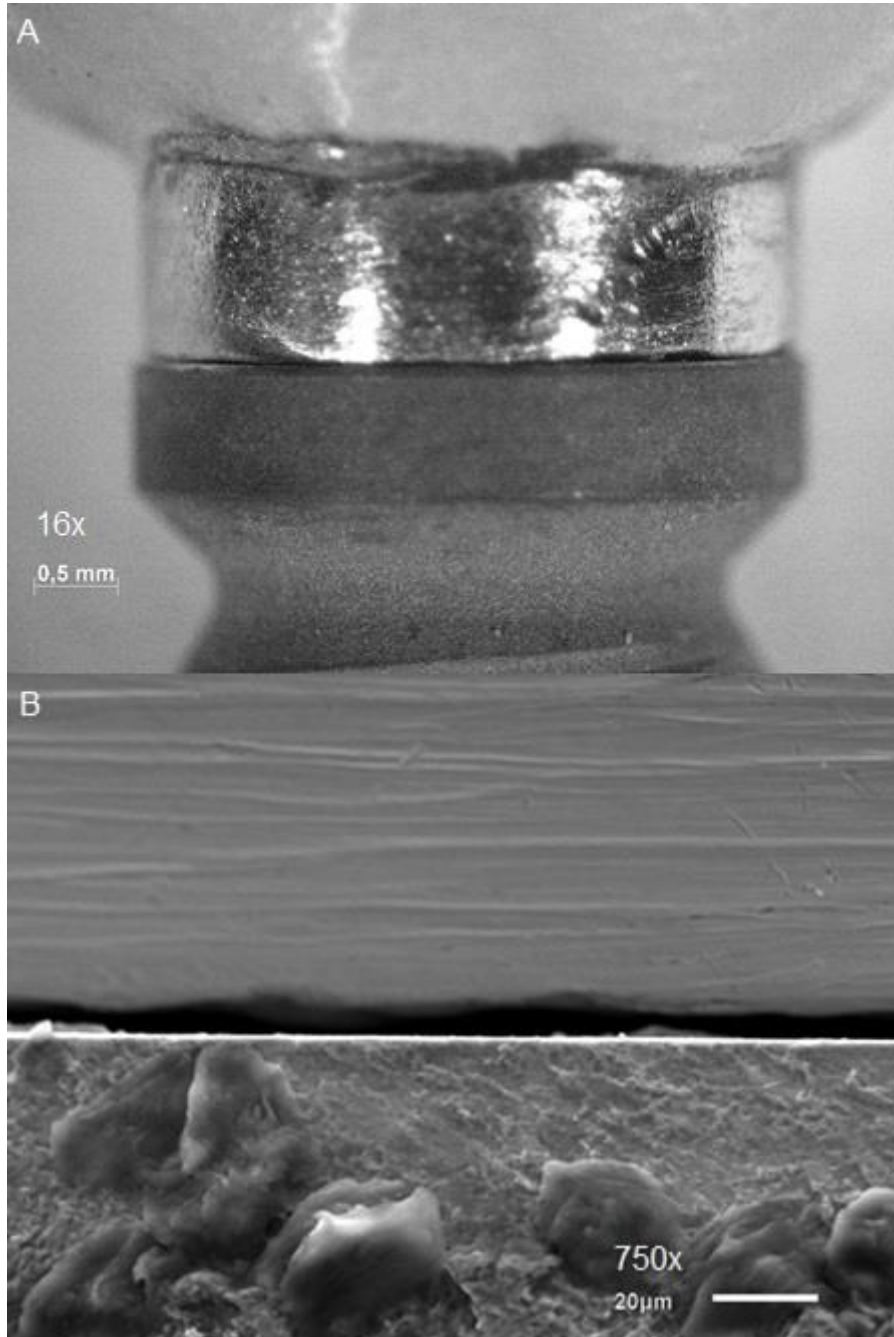


Figura 2 – Exemplos de alterações nas imagens após ajuste de brilho e contraste. As setas apontam desadaptações. A – Picasso Trio sem ajuste; B – OP 300 sem ajuste; C – Scanora 3D sem ajuste; D – Picasso Trio com ajuste; E – OP 300 com ajuste; F – Scanora 3D com ajuste. Observe a minimização da distorção volumétrica no implante e prótese representados na imagem D em relação à imagem A

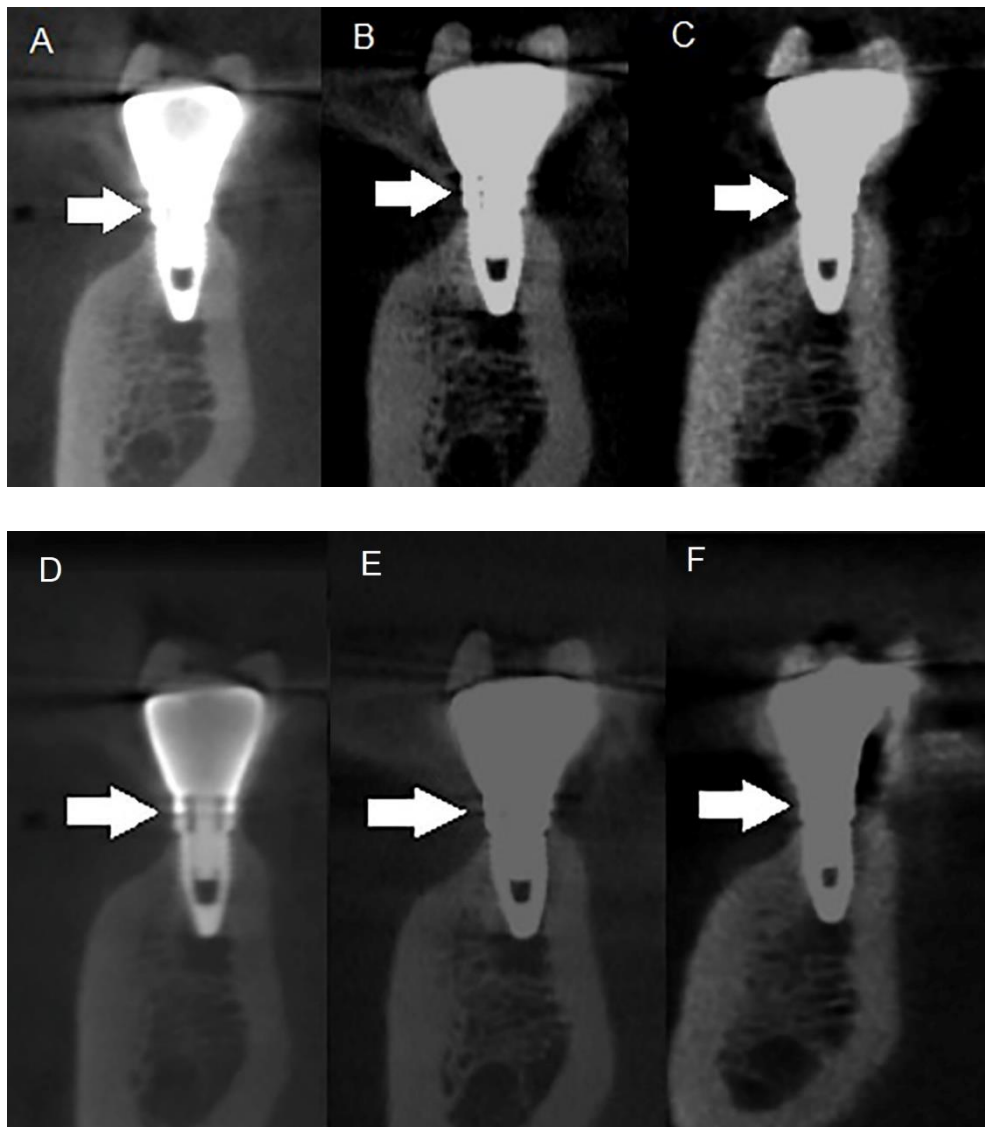


Figura 3 – Curvas ROC para PT (Picasso Trio), OP (OP 300) e SC (Scanora 3D)

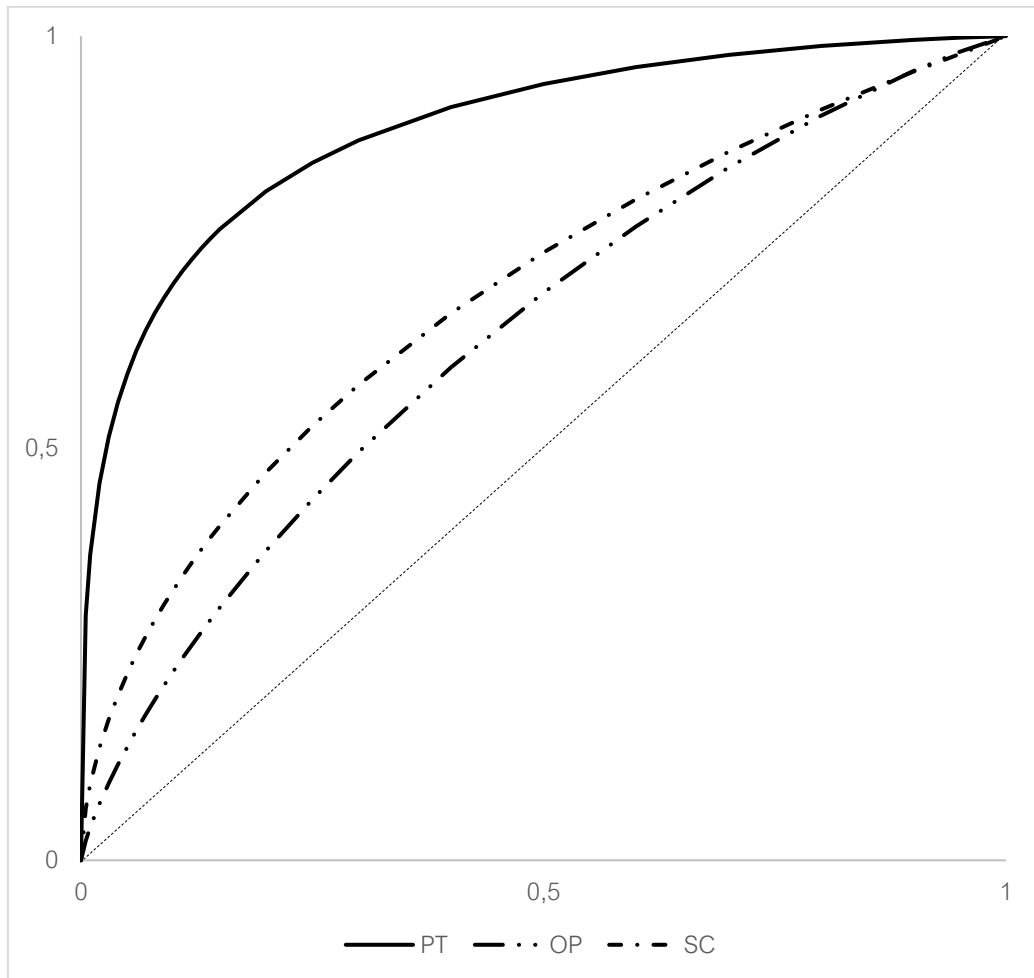
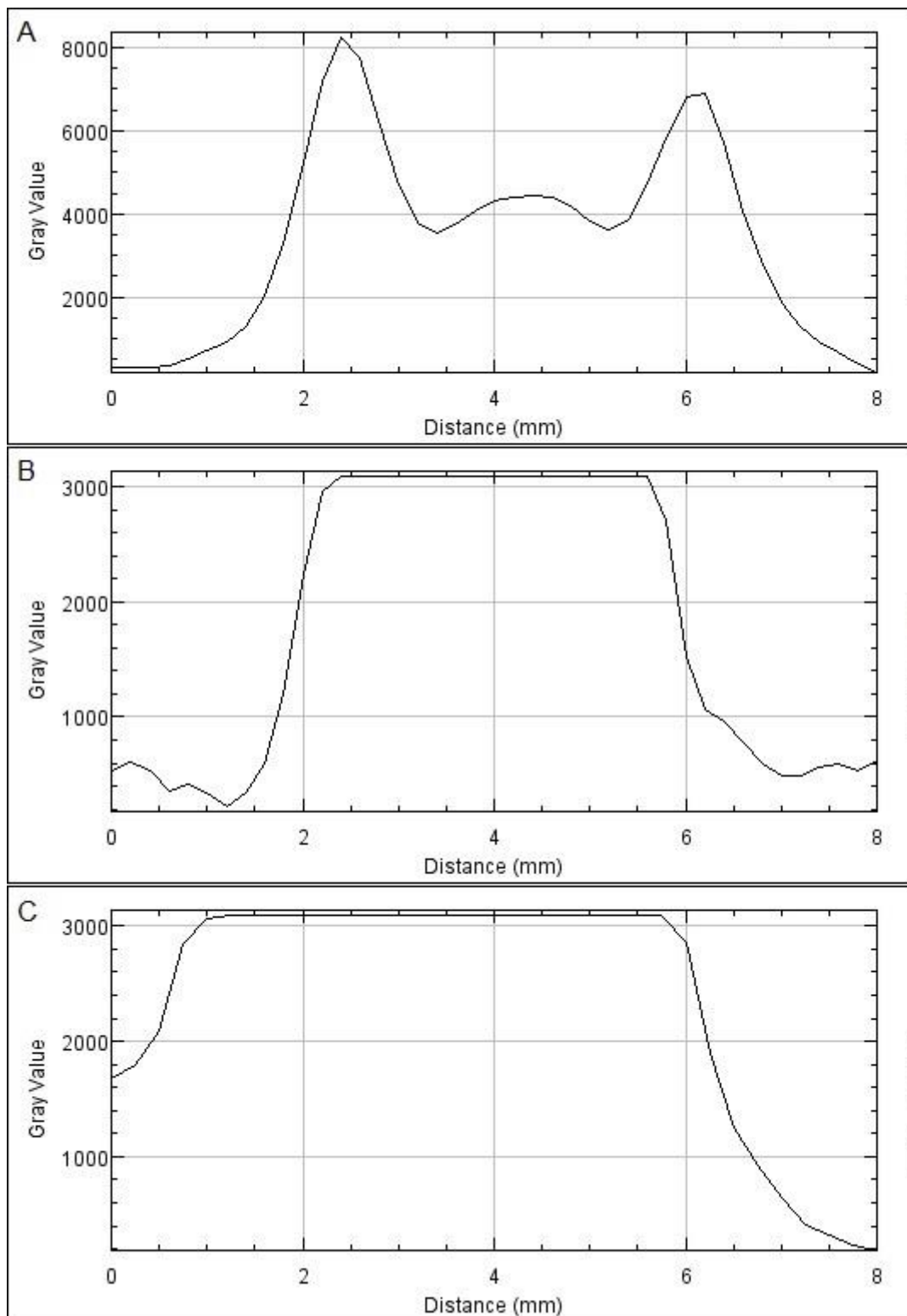


Figura 4 – Gráficos criados utilizando a função *plot profile* do software ImageJ. Observe saturação nos valores de cinza atribuídos para todo o implante nos cortes axiais obtidos nos sistemas OP 300 (B) e Scanora 3D (C). No Picasso Trio (A), o valor máximo representa as periferias vestibular e lingual do implante, e valores menores foram atribuídos para o interior do implante



4 CONCLUSÃO

As imagens adquiridas pelo PT possuíram melhor acurácia na detecção de desadaptações entre implante/prótese do que as dos sistemas OP e SC.

Além disso:

- a) As imagens adquiridas pelo sistema de PT obtiveram valores de diagnóstico (sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo) superiores aos outros dois sistemas utilizados;
- b) Os valores de Az resultantes das imagens adquiridas do sistema PT se mostraram superiores aos dos sistemas OP e SC;
- c) A maior resolução de contraste das imagens adquiridas pelo sistema PT influenciou positivamente na detecção das desadaptações entre implante/prótese.

REFERÊNCIAS GERAIS

- 1 Brånemark PI, Breine U, Adell R, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3:81-100.
- 2 Balshi Tj, Wolfinger GJ, Stein BE, Balshi SF. A long-term retrospective analysis of survival rates of implants in the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30:1348-1354.
- 3 De Angelis F, Papi P, Mencio F, Rosella D, Di Carlo S, Pompa G. Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 2017; 21:433-437.
- 4 Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014; 22:CD003815.
- 5 Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res*. 2012; 24(2):197–202.
- 6 Lewis S, Beumer III J, Hornburg W, Moy P. The “UCLA” abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:183-189.
- 7 Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Impl Res* 2007; 3:75-85.
- 8 Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19:119-130.
- 9 Aguirre-Zorzano LA, Estefanía-Fresco R, Telletxea O, Bravo M. Prevalence of peri-implant inflammatory disease in patients with a history of periodontal disease who receive supportive periodontal therapy. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26:1338–1334.
- 10 Atieh MA, Alsabeeha NH, Faggion CM Jr, Duncan WJ. The Frequency of Peri-Implant Diseases: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol* 2013;

84:1586–1598.

11 Olmedo-Gaya MV, Manzano-Moreno FJ, Cañaveral-Cavero E, de Dios Luna-del Castillo J, Vallecillo-Capilla M. Risk factors associated with early implant failure: A 5-year retrospective clinical study. *J Prosthet Dent* 2016;115:150–155.

12 Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004; 91:319-325.

13 Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials* 2012; 28:1126-1133.

14 Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006; 85:473–478.

15 Todescan S, Lavigne S, Kelekis-Cholakis A. Guidance for the maintenance care of dental implantes: clinical review. *J Can Dent Assoc* 2012; 78:c107.

16 Cameron SM, Joyce A, Brousseau JS, Parker MH. Radiographic verification of implant abutment seating. *J Prosthet Dent* 1998; 79:298–303.

17 Liedke GS, Spin-Neto R, da Silveira HE, Wenzel A. Radiographic diagnosis of dental restoration misfit: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2014; 41:957–967.

18 Darós P, Carneiro VC, Siqueira AP, De-Azevedo-Vaz, SL. Diagnostic accuracy of 4 intraoral radiographic techniques for misfit detection at the implant abutment joint. *J Prosthet Dent* 2017; S0022-3913(17)30566-8.

19 Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, et al. Use of Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: The international Congress of Oral Implantologists Consensus Report. *Implant Dent* 2012; 21:78–86.

20 Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J* 2012; 57:46–60

21 Schulze R, Heil U, Gross D, Buellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et

- al. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40:265–273.
- 22 Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of art. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44:1–20.
- 23 Makins SR. Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. *Dent Clin N Am* 2014; 54:485-495.
- 24 Bezerra ISQ, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GMB, Freitas DQ. Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44:20140428.
- 25 Vasconcelos KF, Nicolielo LFP, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Bóscolo FN, Van Dessel J, et al. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J* 2015; 48:994-1000.
- 26 Codari M, Vasconcelos KF, Nicolielo LFP, Haiter-Neto F, Jacobs R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Impl Res* 2017; 28:1509-1514.
- 27 Oliveira ML, Freitas DQ, Ambrosano GMB, Haiter-Neto F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *Dentomaxillofac Radiol* 2014;43:20140128.
- 28 Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009; 89:35-40.
- 29 Haiter-Neto F, Kurita LM, Campos PSF. *Tomografia Computadorizada em Odontologia*. 1ª ed. Ribeirão Preto: Livaria Tota Editora, 2013.
- 30 Hämmerle CHF, Cordaro L, Assche NV, Benic GI, Bornstein M, Gamper F. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Impl Res* 2015;26:97-101.

APÊNDICE A – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

TÍTULO DA PESQUISA: AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE DETECÇÃO DE DESADAPTAÇÃO ENTRE IMPLANTE E PRÓTESE POR MEIO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

I – IDENTIFICAÇÃO DO FORMULÁRIO

1-Código do avaliador (marcar X)	01	02	03	04	05	2-Data da avaliação	
----------------------------------	----	----	----	----	----	---------------------	--

II- INSTRUÇÕES

Abra as imagens tomográficas no programa *OnDemand 3D* e *EZ3D2009* seguindo os códigos, conforme as orientações recebidas nas sessões de instrução. Lembre-se de avaliar a presença ou ausência de desadaptação entre implante e prótese utilizando as duas escalas para sua resposta (escala de 5 pontos e dicotômica), marcando um X na opção que você considerar mais apropriada.

III- AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

CÓDIGO DA TOMOGRAFIA	Escala de 5 pontos para DESADAPTAÇÃO					Escala dicotômica	
	Definitivamente presente (5)	Provavelmente presente (4)	Incerto (3)	Provavelmente ausente (2)	Definitivamente ausente (1)	Presente (1)	Ausente (0)
1 11							
1 12							
1 13							
1 14							
2 11							
2 12							
2 13							
2 14							
3 11							
3 12							
3 13							
3 14							
4 11							
4 12							
4 13							
4 14							
5 11							
5 12							
5 13							
5 14							
6 11							
6 12							
6 13							
6 14							
7 11							
7 12							
7 13							
7 14							
8 11							
8 12							

APENDICE B – FIGURAS

Figura 1 – Corpo de prova utilizado com vértebras cervicais simulando a realidade clínica.



Figura 2 – Sistemas de TCFC utilizados. A – Picasso Trio, B – OP 300 e C – Scanora 3D.

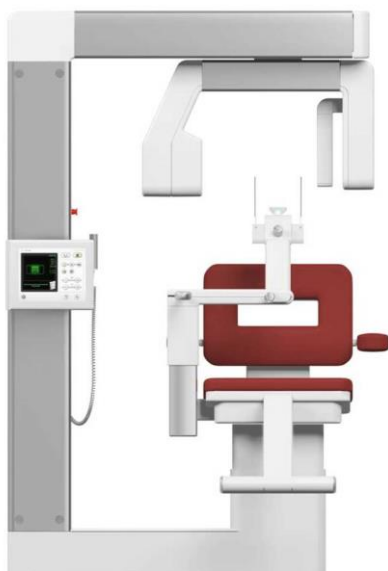
A –



B –



C –



APÊNDICE C – ARTIGO EM VERSÃO NA LÍNGUA INGLESA

Accuracy of cone beam computed tomography on misfit detection at implant-abutment joint as a function of contrast resolution

Vinícius Cavalcanti Carneiro¹, Caíque Araujo Siqueira¹, Flavia Bridi Valentim¹, Amanda Lima Emmerich Oliveira², Matheus Lima de Oliveira³, Rogério Albuquerque Azeredo⁴, Sergio Lins de-Azevedo-Vaz¹.

¹ Department of Clinical Dentistry, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Espírito Santo, Brazil

² *Craniofacial dental imaging* private clinic, Vitória, Espírito Santo, Brazil

³ Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, State University of Campinas, Piracicaba Dental School, Piracicaba, São Paulo, Brazil

⁴ Department of Morphology, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Espírito Santo, Brazil

Misfits detection by means of cone beam CT

Corresponding Author:

Vinícius Cavalcanti Carneiro

Postal address: Rua Santa Terezinha, 201/404A, André Carloni, Serra, ES, Brasil.
ZIP CODE 29161-819.

E-mail address: vinicius.cc@gmail.com

55 27 9-9783-4316

Keywords: computed tomography, artifacts, dental implant, dental prosthesis, dental marginal adaptation

ABSTRACT

Objective: to assess the accuracy of three cone beam computed tomography (CBCT) systems with different contrast resolutions on misfit detection at the implant-abutment joint (IAJ).

Material and Methods: 32 implants were placed in the posterior region of dried human mandibular jaws. Porcelain-fused-to-metal crowns were made over the implant abutments and installed both with and without a simulated 200- μ m-thick gap at the IAJ. The implant-supported prostheses were scanned in both conditions (n = 64) with Picasso Trio, OP300 and Scanora 3D CBCT systems. Four evaluators assessed the images for misfit presence or absence. Another independent evaluator measured images contrast resolution as the amount of gray tones observed in histograms provided by the ImageJ software. Diagnostic values were determined, areas under the Receiver Operating Characteristics curves (Az values) were compared ($\alpha = 5\%$), and intra- and interevaluator reproducibility analyses were performed by using the Kappa test.

Results: intra- and interevaluator reproducibility ranged from fair to almost perfect and were lower for OP300 and Scanora 3D. Picasso Trio showed higher diagnostic values (sensitivity = 0.83, specificity = 0.85, accuracy = 0.84, positive predictive value = 0.85, negative predictive value = 0.84) and Az (0.86; $p < .05$). Images acquired with Picasso Trio showed higher contrast resolution than OP300 and Scanora 3D.

Conclusion: in comparison to OP300 and Scanora 3D, images acquired with Picasso Trio allowed a more accurate misfit detection at IAJ. The higher contrast resolution setting may benefit depiction of high-density material interfaces, such as the IAJ.

INTRODUCTION

Due to high success rates achieved, dental implants have been increasingly used as treatment options for oral rehabilitation (Almeida, Freitas Júnior, Pellizzer, 2006; De Angelis, et al., 2017). Osseointegration, absence of biological and mechanical failures are necessary criteria for long-term success of rehabilitation with implants (Balshi, Wolfinger, Stein, Balshi, 2015; Butignon, de Almeida, Santo, Arioli Filho, 2016). One of the main causes of mechanical failure at the implant-abutment joint (IAJ) is loosening (or even fracture) of the abutment fixation screw (Harris, Henry, Krogh, Polizzi, 1994; Henry et al., 1996). Studies have shown that misfits between implant and abutment may cause irregular stress distribution along the components and consequent fractures or screw loosening (Alkan, Sertgoz, Ekici, 2004; Hecker, Eckert, 2003). Regardless of the misfit size, bone loss around 2-piece screw-retained implants occurs due to a greater micromovement between implant components (Hermann, Schoolfield, Schenk, Buser, Cochran, 2001).

Besides tactile sensation with the tip of an explorer, several intraoral radiographic techniques are used to detect misfits at the IAJ (Cançado Oliveira, Valerio, Janses, Zenóbio, Manzi, 2016, May, Edge, Russel, Razzoog, Lang, 1997) in reason of the low dose of radiation to which the patient is exposed (Darós, Carneiro, Siqueira, De-Azevedo-Vaz, 2017). However, the geometric requirements of these procedures are technique sensitive, since variations in the vertical beam angulation may mask small gaps (Darós, et al., 2017).

In the 1990s, the introduction of cone beam computed tomography (CBCT) in dentistry revolutionized the treatment planning and execution, mainly by shifting from plane to volumetric visualization of structures (Scarfe, Aboelmaaty, Scott, Farman, 2012). CBCT has been indicated in all dentistry fields (SEDENTEX Project, 2012), albeit restricted in the postoperative assessment of dental implants to post-surgical complications (Hammerle, et al., 2015). Thus far, there are no studies in the literature evaluating the accuracy of CBCT systems for misfit detection at the IAJ (Liedke, Spin-Neto, Silveira, Wenzel, 2014).

Among the artifacts inherent to CBCT exams that may impair visualization of details at peri-implant regions (Schulze, et al., 2011), *beam hardening* effect occurs in materials used in implantology, which are mostly dense and of high atomic number (Schulze, et al., 2011). Pauwels et al. (2015) demonstrated that the contrast

resolution of CBCT systems may have an influence on image quality and fine details distinction (Pauwels, Araki, Siewerdsen, Thongvigitmanee, 2015).

Abnormal angulations, penetration of anatomical structures and adjacent tooth injury are examples of incidental findings observed in postimplantation CBCT exams (Clark, Barbu, Lorean, Mikiristky, Levin, 2017). Considering that the entire volume must be carefully analyzed and incidental findings reported, it is questioned whether misfits at the IAJ should also be noticed in case of CBCT exams whose patients have implant-supported prostheses. Therefore, the purpose of this study was to assess the accuracy of three CBCT systems with different contrast resolutions for misfit detection at the interface between implant platforms and porcelain-fused-to-metal (PFM) single crowns.

MATERIAL AND METHODS

Specimen selection and preparation

This in vitro study was approved by the local Ethics Committee under file number 1.983.219. Four 3.75x9 mm implants with an external hexagon connection (TitamaxTi; Neodent, Curitiba, Brazil) were bilaterally placed in the region of molars and premolars of eight partially edentulous dried human mandibular jaws (32 implants in total). The sample size was calculated for Receiver Operating Characteristics (ROC) curves comparisons with the aid of MedCalc software (bvba, Ostend, Belgium).

PFM crowns were manufactured over the implant abutments with metal colars (CoCr; Neodent, Curitiba, Brazil) and tightened to 32 Ncm as suggested by the manufacturer. Standardized 200- μ m-thick gaps were simulated by placing four 50- μ m-thick polyester strips (TDV Dental, Pomerode, Brazil) between the implant platform and the bottom of the abutment. In the control group, the abutments were installed directly on the implant platforms without simulated gap. To ensure a reference standard, the specimens were inspected by using a trinocular microscope with 16x magnification equipped with a camera (AxioCam; Zeiss, Germany) and a computer software (Axiovision; Zeiss) (Fig. 1); and also by using scanning electron microscopy (SEM; JSL-6610LV; Jeol, USA) with 750x magnification.

CBCT images acquisition

After positioning the jaws with their bases parallel to the horizontal plane and into a water-filled chamber in order to simulate the soft tissues (Sandborg, Alm Carlsson, Persliden, Dance, 1993), all specimens were randomly scanned in both conditions: with and without simulated gap. Moreover, the first and second cervical vertebrae were anatomically positioned to better simulate clinical reality (Katsumata, Hirukawa, Okumura, 2007; Shelley, Brunton, Horner, 2011). CBCT images were acquired by using the systems Picasso Trio (PT; E-WOO Technology, Giheung-gu, Republic of Korea), Orthopantomograph® OP300 (OP; Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland) and Scanora 3D (SC; Soredex Co., Tuusula, Finland). The equipments were preset as similar as possible in order to avoid bias: PT – 10 mA, 85 kVp, 8x5 cm field of view (FOV) and 0.2 mm voxel size; OP – 10 mA, 90 kVp, 8x6 cm FOV and 0.2 mm voxel size; SC - 10 mA, 85 kVp, 10x7.5 cm FOV and 0.2 mm voxel size.

CBCT images evaluation

Four dentists (two dental radiologists, an implantologist and a prosthodontist) with at least 5 years of experience in CBCT dynamically evaluated the entire volumes in all planes and responded to the dichotomous variable regarding the presence or absence of misfit at the IAJ. In addition, the evaluators used a five-point scale for misfit presence or absence: 1 – definitely absent, 2 – probably absent, 3 – unsure, 4 – probably present and 5 – definitely present.

CBCT images were evaluated with the aid of software recommended by the respective manufacturers: Ez3D Plus (E-WOO Technology, Giheung-gu, Republic of Korea) for PT and OnDemand 3D (CyberMed, Seoul, Republic of Korea) for both OP and SC; this, on a monitor (E2270Swn; AOC, Manaus, Brazil) with standard resolution of 1920x1080 pixels. The evaluators were allowed to adjust brightness and contrast and to use the zoom tool (Fig. 2), while image filters were forbidden. After 30 days, 20% of the images were re-evaluated in order to verify intraevaluator reproducibility.

Another independent evaluator measured the contrast resolution of each image with the aid of histogram tool contained in the ImageJ software (National Institutes of Health, Bethesda, MD). Thus, minimum and maximum gray values of each image

were individually subtracted in order to determine the amount of gray tones (grayscale).

Statistical analysis

Intra- and interevaluator reproducibility analyses were performed by using the Kappa test with the following strength of agreement (Landis, Koch, 1977): poor (<0.00), slight (0.00–0.20), fair (0.21–0.40), moderate (0.41–0.60), substantial (0.61–0.80) and almost perfect (0.81–1.00).

Sensitivity, specificity, accuracy, positive predictive value (PPV), negative predictive value (NPV), means and standard deviations for the amount of gray tones in the images were determined by descriptive analysis. Sensitivity indicates the correct misfit detection at the IAJ, whereas specificity refers to correctly identifying misfit absence. Accuracy reveals the proportion of correctness. PPV represents the proportion of correctly diagnosed misfits (true-positive), while NPV refers to correctly diagnosed misfit absences (true-negative).

The values of areas under the ROC curves (A_z) were calculated and compared by using the Epidat 3.1 software (Conselleria de Sanidade de Xunta de Galicia Health and Pan American Health Organization) ($\alpha=.05$). The main null hypothesis was that the evaluators' responses would be similar regardless the CBCT systems used.

RESULTS

Intraevaluator reproducibility ranged from moderate to almost perfect for the PT and from fair to substantial for the other CBCT systems (Table 1). Interevaluator reproducibility ranged from fair to almost perfect for images acquired with PT and OP systems, whereas it ranged from fair to substantial for SC.

The sensitivity values for images acquired with PT, OP and SC were 0.83, 0.57 and 0.59, respectively (Table 2); which indicate that PT favored better detection of misfits in comparison to the other CBCT systems. Even with less discrepancies, the specificity value was also higher for PT (0.85) in comparison to OP (0.71) and SC (0.76); thus, a smaller disparity on the absence of misfit identification was revealed. Images acquired with PT resulted in higher accuracy values when compared to the

other CBCT systems (PT 0.84; OP 0.64; SC 0.68), which suggests a greater correctness in misfits detection. Higher PPV and NPV values were also obtained from the images acquired with PT (0.87 and 0.84) as compared to OP (0.67 and 0.61) and SC (0.70 and 0.64), which indicates a superior potential to point out true-positives and true-negatives.

The comparison among ROC curves (Table 3 and Fig. 3) showed that Az values obtained with PT (Az=0.86) were significantly higher in comparison to OP (Az=0.63) and SC (Az=0.64) ($p < .05$). The images acquired with PT showed a grayscale mean of 21,700.9 (± 780.77) tones, while OP and SC showed an average of 4,095 (± 0) gray tones.

DISCUSSION

Radiographic exams are the most suitable to detect misfits between implants and prostheses due to satisfactory accuracy and lower radiation doses (Darós, et al., 2017). In implantology, CBCT is mainly used for preoperative assessment of implant sites regarding bone availability (height and width) and anatomical landmarks identification in order to better predict the treatment planning and to visualize donor areas for bone grafting (Hämmerle, et al., 2015, Harris, et al., 2012). Postoperative CBCT imaging of dental implants is only indicated for the diagnosis of complications, such as infections and adjacent nerve damage (Hämmerle, et al., 2015).

The use of PT system resulted in better outcomes when compared to OP and SC, since values for sensitivity, specificity, accuracy, PPV, NPV, and Az were about 30% higher. When compared to OP and SC, Kappa values were also higher for images acquired with PT. The lower diagnostic values obtained by OP and SC may explain the discrepancy among Kappa values and the greater difficulty of the evaluators to consistently detect misfit presence or absence. In addition, the amount of gray tones was also higher for PT, which indicates a higher contrast resolution and may explain, among other factors, the greater accuracy in misfit detection.

Implants and PFM crowns are made of very dense materials with high atomic numbers (cobalt-chromium alloy, feldspathic ceramic and titanium), which induce artifacts generation (Schulze, et al., 2011; Nagarajappa, Dwivedi, Tiwari, 2015). The beam hardening effect is a major source of CBCT artifacts due to absorption of lower-energy x-ray photons by dense materials with high atomic numbers. At the

same time, the mean energy of the remaining beam increases since higher-energy photons are able to pass through the object. Therefore, an error occurs whether the CBCT image reconstruction algorithm attempts to compensate the amount of lower-energy photons attenuation experienced by the beam (Schulze, et al., 2011; Makins, 2014). This phenomenon produces several types of artifacts, such as hyperdense streaks, hypodense streaks and volumetric distortion.

Volumetric distortion is characterized by the increase in size of high-density objects shown in a CBCT image (Bezerra, Neves, Vasconcelos, Ambrosano, Freitas, 2015; Vasconcelos, et al., 2015). It was the most common artifact found by Vasconcelos et al. (2015). Codari et al. (2017) observed considerable differences in volume measurements among three CBCT systems, while Sheridan et al. (2018) reported no distortion on implant dimensions and peri-implant structures when using the 3D Accuitomo 170 system. This system provided the best results in the studies of Vasconcelos et al. (2015) and Codari et al. (2017). Although none of the CBCT systems employed in these studies were used in ours, one can assume that simulated misfits might be masked by the volumetric distortion of implants and prostheses which negatively influenced on their detection. We believe that PT system was able to avoid this problem due to its higher contrast resolution, with maximum and minimum gray values of 16,383 and -7,509, respectively, while the values for OP and SC ranged from 3,095 and -1,000.

Figure 4 shows graphs of the same specimen scanned with the three CBCT systems made with the aid of plot profile function available in ImageJ. For OP and SC, a saturation of the maximum gray value (3,095) on the entire implant is observed in the axial slices. On the other hand, a better distribution of gray values was noticed with PT system, whereas maximum gray values (8,000) indicate the implant periphery and lower gray values (3,500) are attributed to its inner part. Therefore, evaluators were able to go through the entire system's grayscale by adjusting brightness and contrast. Although each evaluator was able to simultaneously visualize an average of only 60 gray tones (Kunzel, Scherkowski, Willers, Becker, 2003; Udupa, Mah, Dove, McDavid, 2013), a wider grayscale was available in the PT system. Therefore, we understand that volumetric distortions at the IAJ in images acquired with PT were minimized by exploring its wide-ranging gray levels (Fig. 2), and as a consequence, misfits between implants and the abutments of PFM crowns were more accurately detected.

Other factors may have influenced the results of this study, such as FOV, kVp, mA, voxel, panel detectors, visualization software and reconstruction algorithms. CBCT customizable parameters were preset as similar as possible in order to avoid interferences in the results. Except for mA and voxel size, the other parameters and characteristics were not standardized due to limitations of the systems.

Similarly to our study, Azeredo et al. (2013), Emadi et al. (2014), Bamba et al. (2013) and Razi et al. (2014) also used different FOV and visualization software. Oliveira et al. (2013) concluded that different FOVs and object location may influence the gray values of acquired images. Oliveira et al. (2014) showed that an increase of 40 kVp reduces voxel value variability, which may represent an attenuation of beam hardening effect. However, we assume that a difference of only 5 kVp between OP and SC could not modify the typical contrast resolution of the images or the grayscale distribution. Our premise is reinforced by the difference in contrast resolution between PT and SC, whose images were acquired with the same kVp.

We used the visualization software recommended by the manufacturers: Ez3D Plus for PT, and OnDemand 3D for both OP and SC. For some materials, Azeredo et al. (2013) found no significant differences in mean gray levels after using several software and four CBCT systems. All three systems used in our study are equipped with CMOS flat panels; however, there is insufficient technical information available to ensure complete similarity of the panels. Among the reconstruction algorithms, Feldkamp is still widely used, either in its original form or in slightly modified versions (Rodet, Noo, Defrise, 2004). However, image reconstruction processes are rather specific and not discriminated in the technical information of the systems.

In order to reduce the interference of artifacts in CBCT, algorithms and filters have been proposed by some manufacturers; however, some studies have already shown that these strategies are not sufficient to improve diagnosis (Vasconcelos, et al., 2015, Kamboroglu, et al., 2013, De-Azevedo-Vaz, et al., 2016). Although available in PT and OP systems, metal artifact reduction algorithms were not used in this study. In view of our results, we suggest to further investigate the influence of CBCT contrast resolutions on artifacts generation and volumetric distortions. Therefore, considering that high-density materials are used in many clinical situations, manufacturers could rely on higher contrast resolutions during the development of CBCT systems for dentistry.

The 200- μm -thick misfits simulated herein are considered clinically relevant by some authors (McLean, von Fraunhofer, 1971) and larger than those observed in other studies (Darós, et al., 2017; Lin, Wadhvani, Cheng, Sharma, Finzen, 2014; Sharkey, et al., 2011). This gap thickness was chosen based on the voxel size (200 μm) used by the CBCT systems. Fatefully, detection of misfits smaller than the voxel size is difficult due to the partial volume effect.

Among the limitations of this *in vitro* study, the reproduction of clinical reality is limited; even all methods for standardization and simulation may have not completely replicated the characteristics of a real patient. In addition, obtained results are difficult to interpret due to the restricted knowledge found in the technical information provided by the CBCT manufacturers.

It was concluded that in comparison to OP and SC systems, images acquired with PT allowed a more accurate misfit detection at the IAJ due to higher contrast resolution. In addition, the higher contrast resolution setting may benefit the depiction of interfaces involving high-density materials, such as the IAJ.

Acknowledgements

The authors are grateful to Neodent which provided by implants; LUCCAR (MCT/FINEP/CT-INFRA-PROINFRA 01/2006) provided the scanning electron microscopy; Morphology Department of the Federal University of Espírito Santo yielded the dried human mandibular jaws and allowed the use of the trinocular microscope; and the Foundation for Support to Research and Innovation of Espírito Santo (FAPES) granted the author a Master scholarship (PROCAP 2016).

REFERENCES

- Alkan, I., Sertgöz, A., & Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*, 91,319-325. doi:10.1016/S0022391304000332
- Almeida, E. O., Freitas Júnior, A. C., & Pellizzer, E. P. (2006). Cement-retained versus screw-retained restorations: selection parameters in implant-supported prosthesis. *Innov Implant J Biomater Esthet*, 1(1),15–20.
- Azeredo, F., de Menezes, L. M., Enciso, R., Weissheimer, A., & de Oliveira, R. B. (2013). Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144,147–155. doi:https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.03.013
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., Stein, B. E., & Balshi, S. F. (2015). A long-term retrospective analysis of survival rates of implants in the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(1),1348-1354. doi:10.11607/jomi.3910
- Bamba, J., Araki, K., Endo, A., & Okano, T. (2013). Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol*, 42,1–32. doi:10.1259/dmfr.20120445
- Bezerra, S. Q., Neves, F. S., Vasconcelos, T. V., Ambrosano, G. M. B., & Freitas, D. Q. (2015). Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol*, 44,1–8. doi:10.1259/dmfr.20140428
- Butignon, L. E., de Almeida, B. M., Santo, J. S., & Arioli Filho, J. N. (2016). Vertical misfit of single-implant abutments made from different materials under cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31,1017–1022. doi:10.11607/jomi.4477

Cançado Oliveira, B. F. C., Valerio, C. S., Janses, W. C., Zenóbio, W. C., & Manzi, F. R. (2016). Accuracy of Digital Versus Conventional Periapical Radiographs to Detect Misfit at the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31,1023–1029. doi:10.11607/jomi.4525

Clark, D., Barbu, H., Lorean, A., Mikiristky, E., & Levin, L. (2017). Incidental findings of implant complications on postimplantation CBCTs: a cross-sectional study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19,776-782. doi:10.1111/cid.12511

Codari, M., Vasconcelos, K. F., Nicolielo, L. F. P., Haiter-Neto. F., & Jacobs, R. (2017). Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Impl Res*, 28,1509-1514. doi:10.1111/clr.13019

Darós, P., Carneiro, V. C., Siqueira, A. P., & De-Azevedo-Vaz, S. L. (2017). Diagnostic accuracy of 4 intraoral radiographic techniques for misfit detection at the implant abutment joint. *J Prosthet Dent*, S0022-3913(17)30566-8. doi:10.1016/j.prosdent.2017.08.008

De-Azevedo-Vaz, S. L., Peyneau, P. D., Ramirez-Sotelo, L. R., Vasconcelos, K. F., Campos, P. S. F., & Haiter-Neto, F. (2016). Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 121,550-556. doi:10.1016/j.oooo.2016.01.013

De Angelis, F., Papi, P., Mencio, F., Rosella, D., Di Carlo, S., & Pompa, G. (2017) Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 21(1),433-437.

Emadi, N., Safi, Y., Baghebanc, A. A., & Asgary, S. (2014). Comparison of CT-Number and Gray Scale Value of Different Dental Materials and Hard Tissues in CT and CBCT. *Iran Endod J*, 9,283–286.

Hämmerle, C. H. F., Cordaro, L., Assche, N. V., Benic, G. I., Bornstein, M., & Gamper, F. (2015). Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Impl Res*, 26,97-101. doi:10.1111/clr.12648

Harris, D., Henry, P. J., Krogh, P. H., & Polizzi, G. (1994). Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 9,49-54.

Harris, D., Horner, K., Gröndahl, K., Jacobs, R., Helmrot, E., & Benic G. I. (2012). E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organize by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Impl Res*, 00,1-11. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x

Hecker, D. M. & Eckert, S. E. (2003). Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*, 89,346-351. doi: 10.1067/mpr.2003.71

Henry, P. J., Laney, W.R., Jemt, T., Harris, D., Krogh, P. H., & Polizzi, G. (1996) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11,450-5.

Hermann, J., Schoolfield, J.D., Schenk, R.K., Buser, D., & Cochran, D. L. (2001) Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium

implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 72,1372-1383. doi:10.1902/jop.2001.72.10.1372

Kamboroğlu, K., Kolsuz, E., Murat, S., Eren, H., Yüksel, S., & Paksoy, C. S. (2013). Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defect using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentmaxillofac Radiol*, 42,20130176. doi:10.1259/dmfr.20130176

Katsumata, A., Hirukawa, A., & Okumura, S. (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104,829–36. doi:10.1016/j.tripleo.2006.12.005

Künzel, A., Scherkowski, D., Willers, R., & Becker, J. (2003). Visually detectable resolution of intraoral dental films. *Dentomaxillofac Radiol*, 32,385–389. doi: 10.1259/dmfr/22478778

Landis, J. R., & Koch, G. C. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33,159–174.

Liedke, G. S., Spin-Neto, R., da Silveira, H. E., Wenzel, A. (2014). Radiographic diagnosis of dental restoration misfit: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 41,957–967. doi: 10.1111/joor.12215. Epub 2014 Aug 21

Lin, K. C., Wadhvani, C. P. K., Cheng, J., Sharma, A., & Finzen, F. (2014). Assessing fit at the implant-abutment junction with a radiographic device that does not require access to the implant body. *J Prosthet Dent*, 112,817-823. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.016

Makins, R. (2014). Artifacts Interfering with Interpretation of Cone Beam Computed Tomography Images. *Dent Clin North Am*, 58,485–495. doi: 10.1016/j.cden.2014.04.007

May, K. B., Edge, M. J., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1997). The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, 77,497-502.

McLean, J. W., von Fraunhofer, J. A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131,107-11.

Nagarajappa, A. K., Dwivedi, N., & Tiwari, R. (2015). Artifacts: The downturn of CBCT image. *J Int Soc Prev Community Dent*, 5,440–445. doi:10.4103/2231-0762.170523

Oliveira, M. L., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M. B., & Haiter-Neto, F. (2014). Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *Dentomaxillofac Radiol*, 43,20140128. doi: 10.1259/dmfr.20140128

Oliveira, M. L., Tosoni, G. M., Lindsey, D. H., Mendoza, K., Tetradis, S., & Mallya, S. M. (2013). Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 115,558-564. doi: 10.1016/j.oooo.2013.01.021

Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: state of art. *Dentomaxillofac Radiol*, 44,1–20. doi: 10.1259/dmfr.20140224

Razi, T., Niknami, M., & Ghazani, F. A. (2014). Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect*, 8,107–110. doi:10.5681/joddd.2014.019

Rodet, T., Noo, F., & Defrise, M. (2004). The cone-beam algorithm of Feldkamp, Davis, and Kress preserves oblique line integrals. *Medical Physics*, 31,1972-1975. doi:10.1118/1.1759828

Sandborg, M., Alm Carlsson, G., Persliden, J., & Dance, D. R. (1993). Comparison of different materials for test phantoms in diagnostic radiology. *Radiat Prot Dosimetry*, 49,345–7. doi:https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a081971

Scarfe, W. C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S. A., & Farman AG. (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J*, 57:46–60. doi:10.1111/j.1834-7819.2011.01657.x

Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Buellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40, 265–273. doi:10.1259/dmfr/30642039

SEDEXCT Project. (2012). Radiation Protection n °172: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology: European Commission Directorate-General for Energy: Luxembourg.

Sharkey, S., Kelly, A., Houston, F., O’Sullivan, M., Quinn, F., & O’Connell, B. A Radiographic Analysis of Implant Component Misfit. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26,807–815.

Shelley, A. M., Brunton, P., & Horner, K. (2011). Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent*, 39,764–70. doi:10.1016/j.jdent.2011.08.008

Sheridan, R. A., Chiang, Y. C., Decker, A. M., Sutthiboonyapan, P., Chan, H. L., & Wang, H. L. (2018). The Effect of Implant-Induced Artifacts on Interpreting Adjacent Bone Structures on Cone-Beam Computed Tomography Scans. *Implant Dent*, 27,10–14. doi:10.1097/ID.0000000000000684

Udupa, H., Mah, P., Dove, S. B., & McDavid, W. D. (2013). Evaluation of image quality parameters of representative intraoral digital radiographic systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 116,774–783. doi:10.1016/j.oooo.2013.08.019

Vasconcelos, K. F., Nicolielo, L. F. P., Nascimento, M. C., Haiter-Neto, F., Boscolo, F. N., & Van Dessel, J. (2015). Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J*, 48,994–1000. doi:10.1111/iej.12395

TABLES

Table 1. Kappa values of intra- and interevaluator reproducibility.

	Evaluator 1	Evaluator 2	Evaluator 3	Evaluator 4
PT				
Evaluator 1	0.82	-	-	-
Evaluator 2	0.57	0.43	-	-
Evaluator 3	0.66	0.33	0.83	-
Evaluator 4	1.00	0.57	0.66	1.00
OP				
Evaluator 1	0.33	-	-	-
Evaluator 2	0.83	0.65	-	-
Evaluator 3	0.50	0.65	0.50	-
Evaluator 4	0.83	0.67	0.35	0.63
SC				
Evaluator 1	0.42	-	-	-
Evaluator 2	0.22	0.63	-	-
Evaluator 3	0.42	0.63	0.80	-
Evaluator 4	0.35	0.50	0.28	0.25

PT – Picasso Trio; OP – Orthopantomograph® OP300; SC – Scanora 3D.

Table 2. Diagnostic values obtained with different CBCT systems.

	PT	OP	SC
Sensitivity	0.83	0.57	0.59
Specificity	0.85	0.71	0.76
Accuracy	0.84	0.64	0.68
PPV	0.85	0.67	0.71
NPV	0.84	0.63	0.65

PPV – positive predictive value; NPV – negative predictive value; PT – Picasso Trio; OP – Orthopantomograph® OP300; SC – Scanora 3D.

Table 3. Area under ROC curves (Az values) for evaluated CBCT systems.

CBCT	Az	SD	95% CI
PT	0.86 ^a	0.02	0.82 – 0.91
OP	0.63 ^b	0.03	0.57 – 0.70
SC	0.64 ^b	0.03	0.57 – 0.71

PT – Picasso Trio; OP – Orthopantomograph® OP300; SC – Scanora 3D; Az – area under receiver operating characteristics (ROC) curves; SD – standard deviation; CI – confidence interval. Different superscript letters in the same column indicate statistically significant difference ($p < .05$).

FIGURE LEGENDS

Figure 1. Control group without simulated gap at the IAJ. (A) Light microscopy image (original magnification x16). (B) Scanning electron microscopy image (original magnification x750).

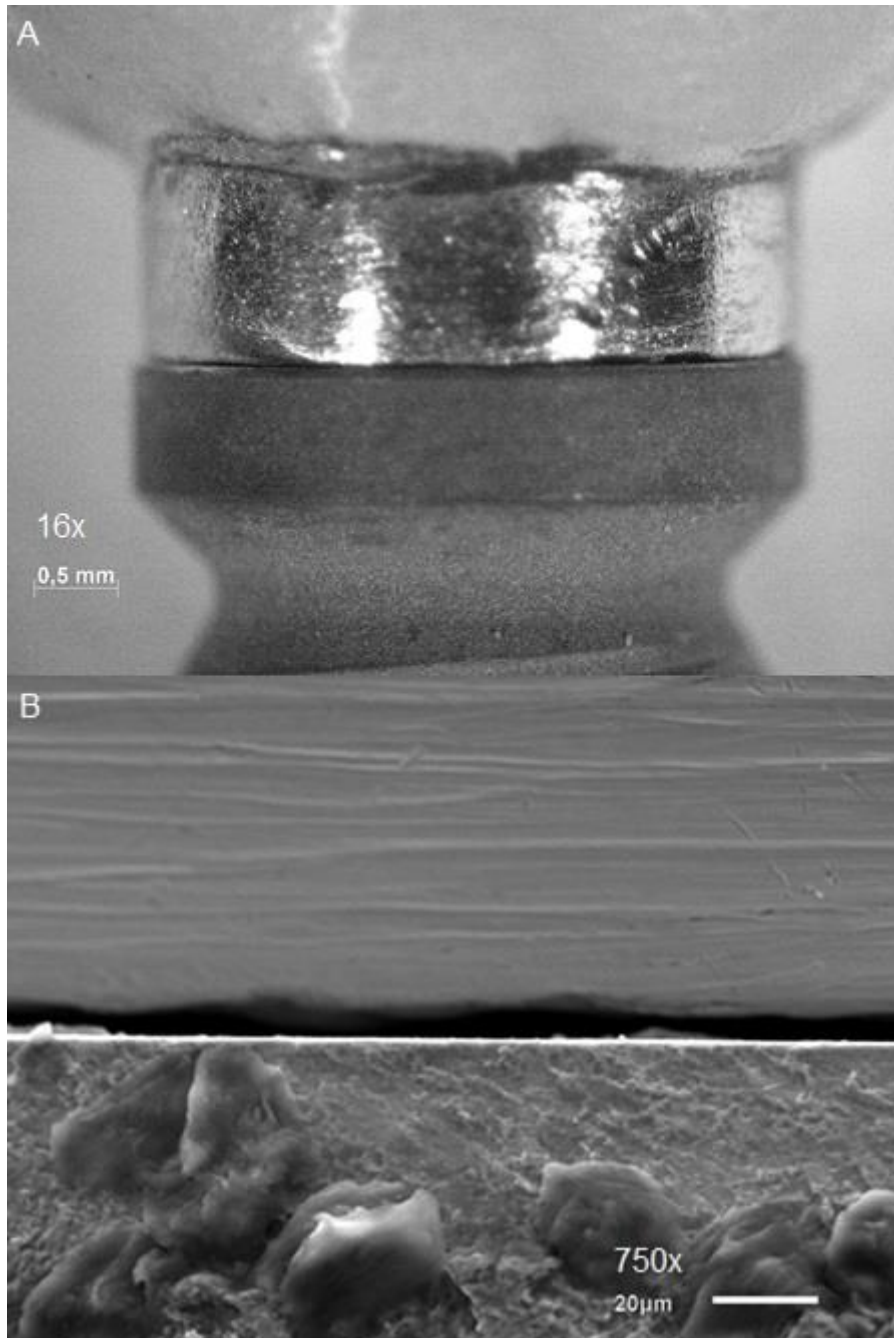


Figure 2. Examples of CBCT images after brightness and contrast adjustment (white arrows indicate misfits). (A) Picasso Trio, (B) OP300 and (C) Scanora 3D without adjustment; (D) Picasso Trio, (E) OP300 and (F) Scanora 3D after adjustment. Note the minimal volumetric distortion of the implant-supported crown between (D) and (A).

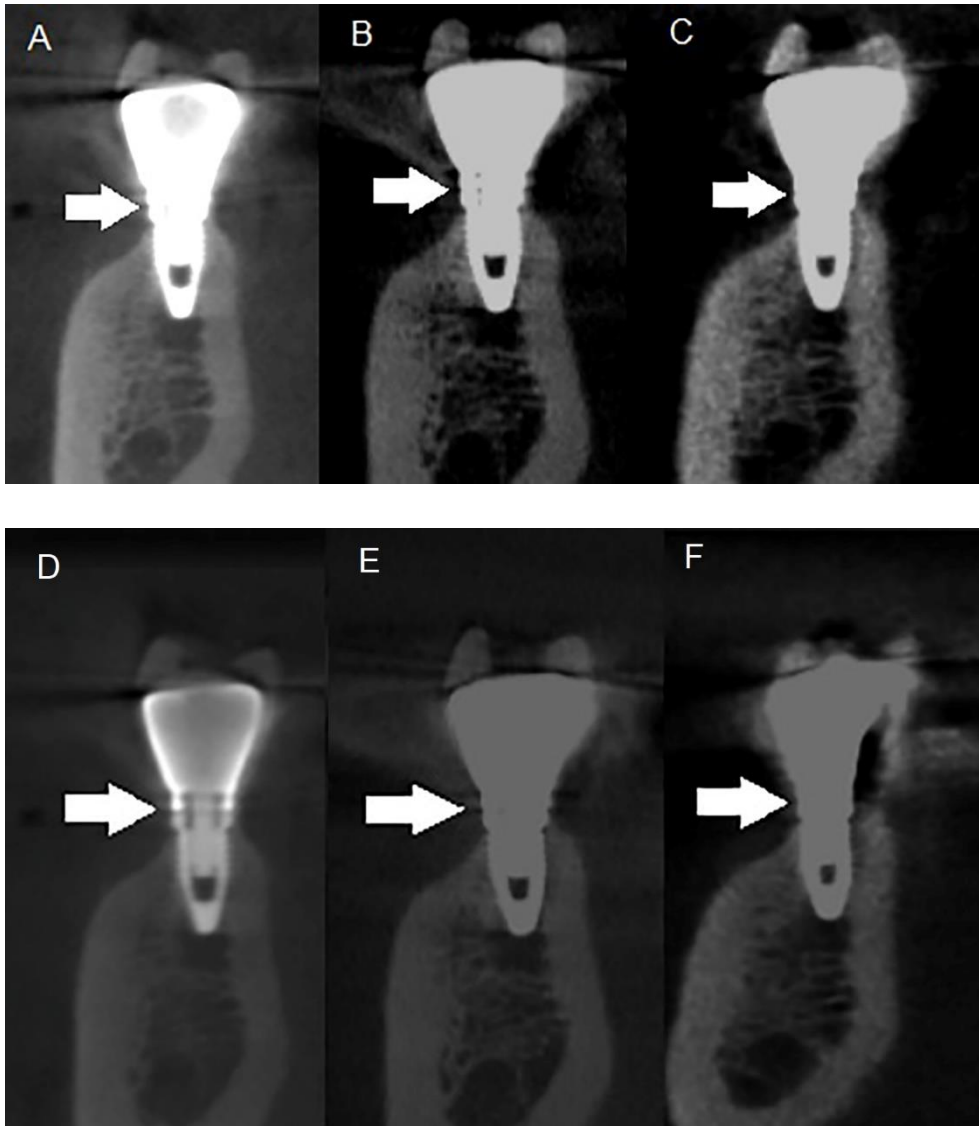


Figure 3. ROC curves for PT (Picasso Trio), OP (Orthopantomograph® OP300) e SC (Scanora 3D).

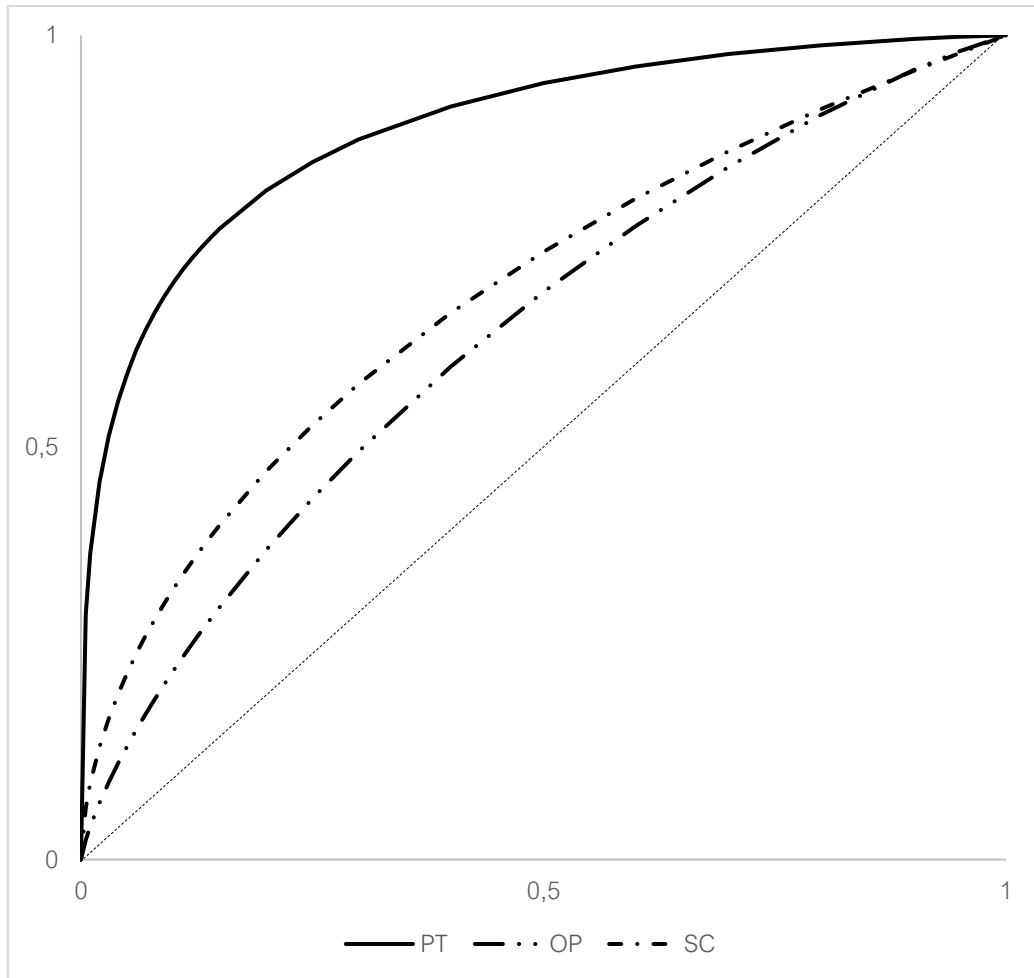
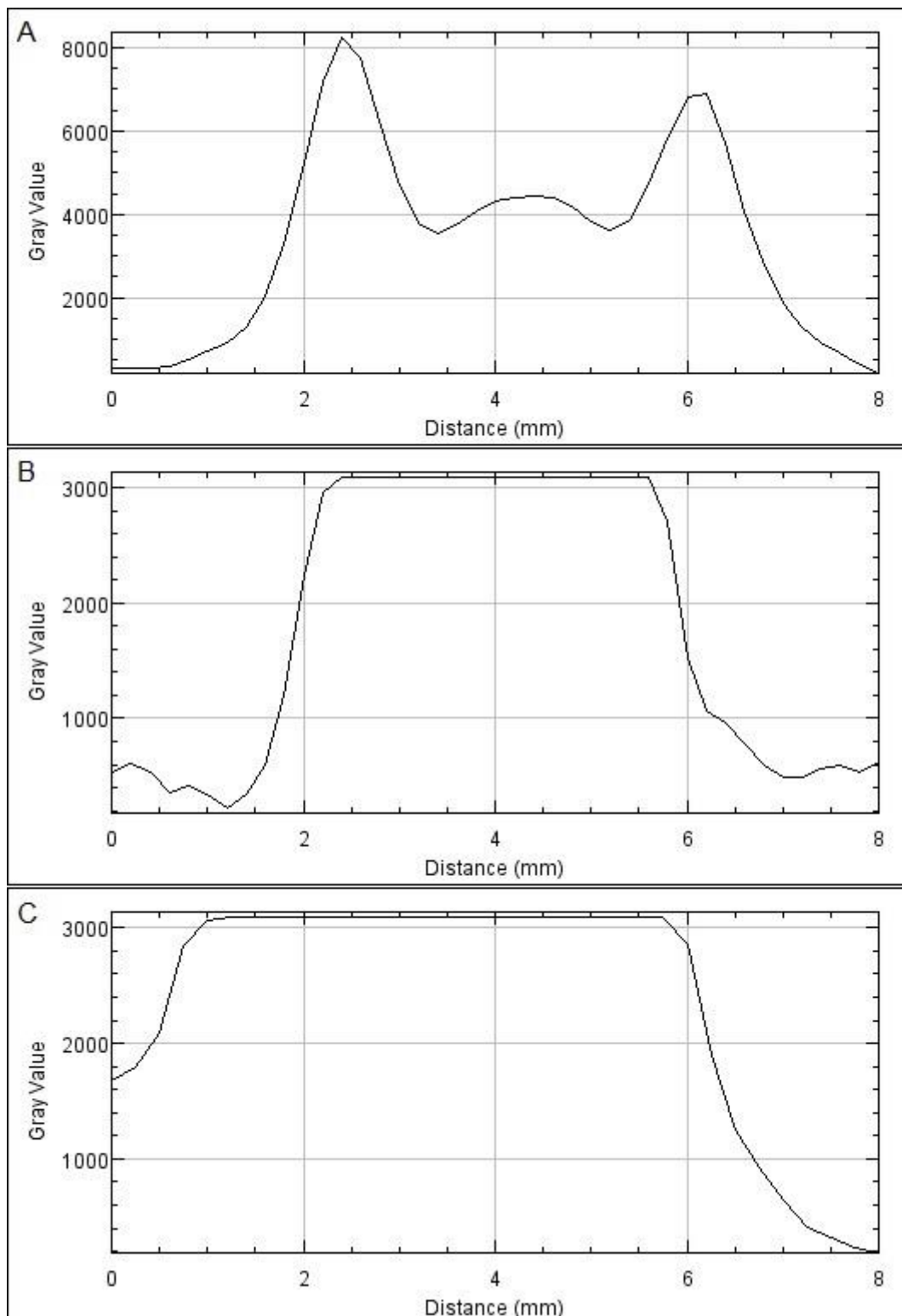


Figure 4. Graphs made with the aid of plot profile function available in ImageJ. Gray values saturation on the entire implant is observed in the axial slices obtained with (B) *OP300* and (C) *Scanora 3D*. For (A) *Picasso Trio*, the maximum gray value represents the buccal and lingual implant peripheries, whereas lower values are attributed to the inner part of the implant.



ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NO DIAGNÓSTICO DE DESADAPTAÇÃO ENTRE IMPLANTE E COMPONENTE PROTÉTICO

Pesquisador: Vinicius Cavalcanti Carneiro

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 60718616.2.0000.5060

Instituição Proponente: Centro de Ciências da Saúde

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.983.219

Apresentação do Projeto:

Pesquisador responsável: Vinicius Cavalcanti Carneiro

Instituição: CCS/UFES

Finalidade acadêmica: Mestrado Profissional

Curso: Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica

JUSTIFICATIVA: A adaptação passiva da prótese sobre implante é um pré-requisito essencial para a manutenção da interface osso-implante, para o sucesso longitudinal das restaurações protéticas e da osseointegração. Quando a adaptação não é efetiva, desadaptações podem estar presentes entre a junção implante/componente-prótese. A avaliação clínica de adaptação pode ser executada através de observação visual e sondagem, mas é subjetiva e depende do bom senso e experiência de cada profissional. As radiografias periapicais frequentemente são utilizadas como método de avaliação complementar da adaptação implante/prótese, especialmente em situações clínicas onde as margens das restaurações protéticas são subgingivais, sendo a técnica do paralelismo a mais indicada. Contudo, as evidências que suportam o uso de métodos de imagem para a avaliação da interface implante/prótese estão restritas a estudos de baixa a moderada qualidade. Além disso, a variação na angulação da tomada radiográfica e a conseqüente não

Endereço: Av. Marechal Campos 1468

Bairro: S/N

CEP: 29.040-091

UF: ES

Município: VITORIA

Telefone: (27)3335-7211

E-mail: cep.ufes@hotmail.com

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO



Continuação do Parecer: 1.983.219

visualização das desadaptações é um viés da técnica.

OBJETIVO PRINCIPAL: Este estudo tem como objetivo geral avaliar a acurácia da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico na detecção de desadaptação entre implante e componente/prótese em diferentes resoluções de contrastes.

LOCAL DO ESTUDO: -

INTERVENÇÃO/PROCEDIMENTOS: Tomografias serão avaliadas por três cirurgiões-dentistas especialistas em Implantodontia, Prótese e/ou Radiologia, com experiência mínima de 5 anos, os quais irão registrar a presença ou ausência de desadaptação.

BENEFÍCIOS: Não haverá benefícios diretos aos participantes. Benefícios indiretos são previstos para a área do conhecimento, quanto ao conhecimento acerca da detecção tomográfica de desadaptações na interface implante/componente-prótese. Além disso as mandíbulas ainda poderão ser usadas para o ensino regular da graduação nas disciplinas de Anatomia do Departamento de Morfologia da UFES.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a acurácia da TCFC na detecção de desadaptação entre implante e componente protético.

- Indicar valores de diagnóstico (sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo) para a detecção tomográfica de desadaptações;
- Determinar se diferentes configurações de resolução de contraste disponíveis em alguns modelos de tomógrafos de feixe cônico atualmente comercializados influenciam na detecção das desadaptações.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com o pesquisador, os riscos e benefícios do projeto são:

-RISCOS: Há um risco de fadiga visual dos cinco cirurgiões-dentistas durante a avaliação das tomografias, o qual será minimizado pela limitação da avaliação de 20 imagens por dia. Há ainda o risco de constrangimento caso o avaliador não saiba responder ou não se sentir à vontade de responder, para isso, o avaliador não será obrigado a responder o instrumento, caso não se sinta à vontade. Além disso, o risco de constrangimento será minimizado pela garantia de manutenção do sigilo e privacidade que consta no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Endereço: Av. Marechal Campos 1468

Bairro: S/N

CEP: 29.040-091

UF: ES

Município: VITORIA

Telefone: (27)3335-7211

E-mail: cep.ufes@hotmail.com

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO



Continuação do Parecer: 1.983.219

-BENEFÍCIOS: Não haverá benefícios diretos aos participantes. Benefícios indiretos são previstos para a área do conhecimento, quanto ao conhecimento acerca da detecção tomográfica de desadaptações na interface implante/componente-prótese. Além disso as mandíbulas ainda poderão ser usadas para o ensino regular da graduação nas disciplinas de Anatomia do Departamento de Morfologia da UFES.

Desta forma, os riscos e benefícios, conforme descritos pelo pesquisador, atendem as exigências da Resolução CNS n° 466/12.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto de pesquisa potencialmente relevante, com benefícios previstos prevalecendo sobre os riscos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

No projeto constam os seguintes documentos:

- Folha de rosto: apresentada e adequada
- Projeto detalhado: apresentado e adequado
- TCLE: apresentado e adequado
- Termo de Sigilo e Confidencialidade: apresentado e adequado
- Termo de anuência da instituição onde a pesquisa será realizada: apresentada e adequada
- Cronograma: apresentado e adequado
- Orçamento: apresentado e adequado
- Biorrepositório: apresentado e adequado

Os termos de apresentação obrigatória estão em conformidade com a Resolução CNS 466/12.

Recomendações:

Antes de submeter ou resubmeter seu projeto de pesquisa para o CEP verifique as recomendações abaixo:

Alguns projetos encaminhados ao CEP têm apresentado problemas que tem dificultado a apreciação dos mesmos, atrasando a emissão do parecer e sobrecarregando o colegiado com o grande número de projetos com pendências. Desta forma, o CEP, vem por meio desse encaminhar algumas recomendações, baseadas na RESOLUÇÃO CNS N° 466, DE 12 DE DEZEMBRO DE 2012 a

Endereço: Av. Marechal Campos 1468

Bairro: S/N

CEP: 29.040-091

UF: ES

Município: VITORIA

Telefone: (27)3335-7211

E-mail: cep.ufes@hotmail.com

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO



Continuação do Parecer: 1.983.219

serem observadas para agilizar a avaliação dos projetos.

1. De acordo com a referida resolução, XI.2 “Cabe ao pesquisador: a) apresentar o protocolo devidamente instruído ao CEP ou à CONEP, aguardando a decisão de aprovação ética, antes de iniciar a pesquisa”, ou seja, **NENHUMA ETAPA DA PESQUISA QUE ENVOLVA QUALQUER CONTATO COM OS PARTICIPANTES OU SEUS DADOS PODE SER INICIADA ANTES DA APROVAÇÃO DO CEP.**
2. A res. CNS 466/12 dispõe: “V – DOS RISCOS E BENEFÍCIOS; Toda pesquisa com seres humanos envolve risco em tipos e gradações variados”, portanto o pesquisador deverá prever quais situações poderão atingir física ou mentalmente um sujeito. Questionários, por exemplo, podem demandar tempo, causar constrangimento, fazer a pessoa a reviver experiências que podem causar sofrimento psíquico, causar ansiedade, expor informações de um grupo ou comunidade específica, etc. Assim o pesquisador deverá, em todo tipo de projeto, relatar os possíveis riscos mesmo que mínimos, e também as providências e cautelas a serem empregadas para evitar e/ou reduzir os riscos citados.
3. O cronograma deve prever o tempo para os trâmites no CEP. Deve-se considerar a possibilidade do projeto não ser aprovado na primeira avaliação e possuir pendências, além do calendário de reuniões. Dessa forma, o projeto depois de adaptado terá que ser novamente avaliado. Isso pode acarretar em atrasos. Assim, nunca deixe para submeter o projeto, contanto com a aprovação na primeira avaliação.
4. Cumprir com rigor as exigências da Res. CNS 466/12, IV, que trata do Consentimento Livre e Esclarecido. Foi disponibilizado um modelo de TCLE pelo CEP – CCS/UFES a fim de auxiliar na elaboração do referido documento.
5. Verificar se o projeto está sendo vinculando ao CCS, pois caso contrário o projeto pode ser encaminhado para outro CEP/UFES.
6. A Folha de Rosto que deverá ser digitalizada e anexada ao protocolo será gerada pela plataforma. Não usar o modelo disponível no site do CONEP.
7. Caso tenha alguma dificuldade em utilizar a Plataforma Brasil (como inclusão de anexo, etc), sugerimos mudar de navegador.
8. Informar e comprovar a existência de Biorrepositório ou Biobanco. A não comprovação inviabiliza a aprovação do projeto.
9. Caso o acesso aos participantes ocorra em local diferente da instituição proponente, uma carta de anuência assinada pelo responsável por este local precisa ser apresentada — por exemplo, hospital, unidade de saúde, escola, asilo, creche, etc.

Endereço: Av. Marechal Campos 1468

Bairro: S/N

CEP: 29.040-091

UF: ES

Município: VITORIA

Telefone: (27)3335-7211

E-mail: cep.ufes@hotmail.com

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO



Continuação do Parecer: 1.983.219

10. Caso no projeto conste o uso de dados secundários, como prontuários médicos ou outros bancos de dados do tipo, uma carta de anuência assinada pelo responsável pelos dados precisa ser apresentada. Neste caso, ainda é obrigatório a apresentação de um termo de sigilo, privacidade e confidencialidade assinado pelo pesquisador responsável pelo projeto proposto.

11. O orçamento detalhado precisa ser apresentado, independentemente se o projeto caracteriza-se como “financiamento próprio” ou não.

ALGUNS DOCUMENTOS IMPORTANTES

- Resolução CNS n° 466/12 — diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos: <http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>
- Resolução CNS n° 441/11 — armazenamento e utilização de material biológico humano com finalidade de pesquisa (Biorrepositório ou Biobanco): <http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2011/Reso441.pdf>
- Modelo para elaboração do TCLE preparado pelo CEP/CCS/UFES: http://ccs.ufes.br/sites/ccs.ufes.br/files/Roteiro%20para%20elaborac%CC%A7a%CC%83o%20do%20TCLE_0.pdf

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todas as pendências foram adequadas, estando o projeto de acordo com as exigências do CEP/CONEP baseado na Resolução n° 466/12.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_759082.pdf	16/03/2017 16:20:54		Aceito
Outros	Ata_Biorrepositorio.pdf	16/03/2017 16:20:05	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Recurso Anexado pelo Pesquisador	CARTA_RESPOSTA_16_03_17.docx	16/03/2017 16:19:26	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorrepositório / Biobanco	Biorrepositorio.pdf	16/03/2017 16:19:05	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_CORRIGIDO_16_03_17.docx	16/03/2017 16:13:38	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito

Endereço: Av. Marechal Campos 1468

Bairro: S/N

CEP: 29.040-091

UF: ES

Município: VITORIA

Telefone: (27)3335-7211

E-mail: cep.ufes@hotmail.com

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO



Continuação do Parecer: 1.983.219

TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_CORRIGIDO.docx	06/12/2016 15:52:47	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Outros	instrumento.docx	28/09/2016 08:44:14	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	anuencia_clinica.jpg	28/09/2016 08:39:26	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	anuencia_anatomico.pdf	23/09/2016 17:24:53	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	termo_anuencia_fop.jpg	21/09/2016 17:43:57	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Outros	termo_sigilo.jpg	08/08/2016 21:06:25	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito
Folha de Rosto	folha_rosto.pdf	08/08/2016 21:04:49	Vinicius Cavalcanti Carneiro	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

VITORIA, 26 de Março de 2017

Assinado por:

Maria Helena Monteiro de Barros Miotto
(Coordenador)

Endereço: Av. Marechal Campos 1468

Bairro: S/N

CEP: 29.040-091

UF: ES **Município:** VITORIA

Telefone: (27)3335-7211

E-mail: cep.ufes@hotmail.com

ANEXO B – NORMAS DA CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH

Author Guidelines

Content of Author Guidelines: 1. General, 2. Ethical Guidelines, 3. Submission of Manuscripts, 4. Manuscript Types Accepted, 5. Manuscript Format and Structure, 6. After Acceptance.

Useful Websites: [Submission Site](#), [Articles published in *Clinical Oral Implants Research*](#), [Author Services](#), [Wiley's Ethical Guidelines](#), [Guidelines for Figures](#)

The journal to which you are submitting your manuscript employs a plagiarism detection system. By submitting your manuscript to this journal you accept that your manuscript may be screened for plagiarism against previously published works.



1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry.

Clinical Oral Implants Research publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stoma-tognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Wiley-Blackwell Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

The list of authors should accurately illustrate who contributed to the work and how. All those listed as authors should qualify for authorship according to the following criteria:

1. Have made substantial contributions to conception and design, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data;
2. Been involved in drafting the manuscript or revising it critically for important intellectual content;
3. Given final approval of the version to be published. Each author should have participated sufficiently in the work to take public responsibility for appropriate portions of the content; and
4. Agreed to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

Contributions from anyone who does not meet the criteria for authorship should be listed, with permission from the contributor, in an Acknowledgments section (for example, to recognize contributions from people who provided technical help, collation of data, writing assistance, acquisition of funding, or a department chairperson who provided general support). Prior to submitting the article all authors should agree on the order in which their names will be listed in the manuscript.

Additional Authorship Options. Joint first or senior authorship: In the case of joint first authorship, a footnote should be added to the author listing, e.g. 'X and Y should be considered joint first author' or 'X and Y should be considered joint senior author.'

Acknowledgements: Contributions from anyone who does not meet the criteria for authorship should be listed, with permission from the contributor, in an Acknowledgments section. Financial and material support should also be mentioned. Thanks to anonymous reviewers are not appropriate.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association [Declaration of Helsinki](#) (version, 2013) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editor reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

Clinical Oral Implants Research requires authors of pre-clinical animal studies submit with their manuscript the Animal Research: Reporting In Vivo Experiments (ARRIVE) guidelines checklist.

Clinical Oral Implants Research requires authors of human observations studies in epidemiology to review and submit a STROBE statement. Authors who have completed the ARRIVE guidelines or STROBE checklist should include as the last sentence in the Methods section a sentence stating compliance with the appropriate guidelines/checklist. Checklists should be included in the submission material under "Supplementary Files for Review". Please indicate on the STROBE checklist the page number where the corresponding item can be located within the manuscript e.g Page 4.

Information on PRISMA - TRANSPARENT REPORTING of SYSTEMATIC REVIEWS and META-ANALYSES can be found on <http://www.prisma-statement.org/PRISMAStatement/Default.aspx>

Additional guidance on compliance with various research guidelines can be found on the Guideline Information - Enhancing the Quality and Transparency of Health Research: www.equator-network.org.

The ARRIVE guidelines can be found here: www.nc3rs.org.uk/downloadaddoc.asp?id=1206&page=1357&skin=0

The STROBE checklists can be found here: www.strobe-statement.org/index.php?id=strobe-home

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A [CONSORT checklist](#) should also be included in the submission material under “Supplementary Files for Review”.

If your study is a randomized clinical trial, you will need to fill in all sections of the CONSORT Checklist. If your study is not a randomized trial, not all sections of the checklist might apply to your manuscript, in which case you simply fill in N/A.

All prospective clinical trials which have a commencement date after the 31st January 2017 must be registered with a public trials registry.

The CONSORT checklist can be downloaded from: mc.manuscriptcentral.com/societyimages/jdr/CONSORT+2010+checklist%5b1%5d.doc

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that all authors (both the corresponding author and co-authors) disclose any potential sources of conflict of interest. Any interest or relationship, financial or otherwise that might be perceived as influencing an author’s objectivity is considered a potential source of conflict of interest. These must be disclosed when directly relevant or indirectly related to the work that the authors describe in their manuscript. Potential sources of conflict of interest include but are not limited to patent or stock ownership, membership of a company board of directors, membership of an advisory board or committee for a company, and consultancy for or receipt of speaker’s fees from a company. If authors are unsure whether a past or present affiliation or relationship should be disclosed in the manuscript, please contact the editorial office at CLRoffice@wiley.com. The existence of a conflict of interest does not preclude publication in this journal.

The above policies are in accordance with the Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals produced by the International Committee of Medical Journal Editors (<http://www.icmje.org/>).

It is the responsibility of the corresponding author to have all authors of a manuscript fill out a conflict of interest disclosure form, and to upload all forms together with the manuscript on submission. Please find the form below:

[Conflict of Interest Disclosure Form](#)

(If you encounter any problems when accessing the above form, please copy the link and open the form in an Internet Explorer browser)

2.5 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.6 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author’s responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.7 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere.

If your paper is accepted, the author identified as the formal corresponding author for the paper will receive an email prompting them to login into Author Services; where via the Wiley Author Licensing Service (WALS) they will be able to complete the license agreement on behalf of all authors on the paper.

For authors signing the copyright transfer agreement

If the OnlineOpen option is not selected the corresponding author will be presented with the copyright transfer agreement (CTA) to sign. The terms and conditions of the CTA can be previewed in the samples associated with the Copyright FAQs below:

CTA Terms and Conditions http://authorservices.wiley.com/bauthor/faqs_copyright.asp

For authors choosing OnlineOpen

If the OnlineOpen option is selected the corresponding author will have a choice of the following Creative Commons License Open Access Agreements(OAA):

Creative Commons Attribution Non-Commercial License OAA

Creative Commons Attribution Non-Commercial -NoDerivs License OAA

To preview the terms and conditions of these open access agreements please visit the Copyright FAQs hosted on Wiley Author

Services http://authorservices.wiley.com/bauthor/faqs_copyright.asp and

visit <http://www.wileyopenaccess.com/details/content/12f25db4c87/Copyright--License.html>.

If you select the OnlineOpen option and your research is funded by The Wellcome Trust and members of the Research Councils UK (RCUK) you will be given the opportunity to publish your article under a CC-BY license supporting you in complying with Wellcome Trust and Research Councils UK requirements. For more information on this policy and the Journal's compliant self-archiving policy please visit: <http://www.wiley.com/go/funderstatement>.

For RCUK and Wellcome Trust authors click on the link below to preview the terms and conditions of this license:

Creative Commons Attribution License OAA

To preview the terms and conditions of these open access agreements please visit the Copyright FAQs hosted on Wiley Author

Services http://authorservices.wiley.com/bauthor/faqs_copyright.asp and

visit <http://www.wileyopenaccess.com/details/content/12f25db4c87/Copyright--License.html>.

2.8 OnlineOpen

OnlineOpen is available to authors of primary research articles who wish to make their article available to non-subscribers on publication, or whose funding agency requires grantees to archive the final version of their article. With OnlineOpen, the author, the author's funding agency, or the author's institution pays a fee to ensure that the article is made available to non-subscribers upon publication via Wiley Online Library, as well as deposited in the funding agency's preferred archive. For the full list of terms and conditions, see http://wileyonlinelibrary.com/onlineopen#OnlineOpen_Terms

Any authors wishing to send their paper OnlineOpen will be required to complete the payment form available from our website at:

https://authorservices.wiley.com/bauthor/onlineopen_order.asp

Prior to acceptance there is no requirement to inform an Editorial Office that you intend to publish your paper OnlineOpen if you do not wish to. All OnlineOpen articles are treated in the same way as any other article. They go through the journal's standard peer-review process and will be accepted or rejected based on their own merit.

3. SUBMISSION OF MANUSCRIPTS

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from the Editorial Office at CLRoffice@wiley.com.

3.1. Getting Started

Launch your web browser and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

- Log-in or click the 'Create Account' option if you are a first-time user.
- If you are creating a new account.
 - After clicking on 'Create Account', enter your name and e-mail information and click 'Next'. Your e-mail information is very important.
 - Enter your institution and address information as appropriate, and then click 'Next.'
 - Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your area of expertise. Click 'Finish'.
- If you have an account, but have forgotten your log in details, go to Password Help on the journals online submission system <http://mc.manuscriptcentral.com/coir> and enter your e-mail address. The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.
- Log-in and select Corresponding Author Center.

3.2. Submitting Your Manuscript

- After you have logged in, click the 'Submit a Manuscript' link in the menu bar.
- Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
- Click the 'Next' button on each screen to save your work and advance to the next screen.
- You are required to upload your files.
 - Click on the 'Browse' button and locate the file on your computer.
 - Select the designation of each file in the drop-down menu next to the Browse button.
 - When you have selected all files you wish to upload, click the 'Upload Files' button.
- Review your submission (in HTML and PDF format) before sending to the Journal. Click the 'Submit' button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text, please reference figures as for instance 'Figure 1', 'Figure 2' etc to match the tag name you choose for the individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below.

3.4. Single Blind Review

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5. Suggest a Reviewer

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the 'Submit' button and save it to submit later. The manuscript can then be located under 'Unsubmitted Manuscripts' and you can click on 'Continue Submission' to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation email after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access ScholarOne Manuscripts (formerly known as Manuscript Central) any time to check your 'Author Centre' for the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

To submit your revised manuscript, locate your manuscript under 'Manuscripts with Decisions' and click on 'Submit a Revision'. Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Page Charge

Articles exceeding 10 published pages are subject to a charge of USD 160 per additional page. One published page amounts approximately to 5,500 characters (excluding figures and tables).

5.2. Format

Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at http://authorservices.wiley.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. In vitro, in vivo, in situ and other Latin expressions are to

be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Clinical trial registration number and name of the trial register should be included in the Materials and Methods at the submission stage.

Authors who have completed the ARRIVE guidelines or STROBE checklist should include as the last sentence in the Methods section a sentence stating compliance with the appropriate guidelines/checklist.

Results: Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract.

Acknowledgements: Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support should be acknowledged.

5.3. References

APA – American Psychological Association

References should be prepared according to the Publication Manual of the American Psychological Association (6th edition). This means in text citations should follow the author-date method whereby the author's last name and the year of publication for the source should appear in the text, for example, (Jones, 1998). The complete reference list should appear alphabetically by name at the end of the paper.

A sample of the most common entries in reference lists appears below. Please note that a DOI should be provided for all references where available. For more information about APA referencing style, please refer to the [APA FAQ](#). Please note that for journal articles, issue numbers are not included unless each issue in the volume begins with page one.

Journal article

Beers, S. R. , & De Bellis, M. D. (2002). Neuropsychological function in children with maltreatment-related posttraumatic stress disorder. *The American Journal of Psychiatry*, 159, 483–486. doi:[10.1176/appi.ajp.159.3.483](https://doi.org/10.1176/appi.ajp.159.3.483)

Book edition

Bradley-Johnson, S. (1994). *Psychoeducational assessment of students who are visually impaired or blind: Infancy through high school* (2nd ed.). Austin, TX: Pro-ed.

Internet Document

Norton, R. (2006, November 4). How to train a cat to operate a light switch [Video file]. Retrieved from <http://www.youtube.com/watch?v=Vja83KLQXZs>

In-text citations

If your source has two authors, always include both names in each in-text citation.

If your source has three, four, or five authors, include all names in the first in-text citation along with the date. In the following in text citations, only include the first author's name and follow it with et al.

Example:

1st in-text citation: (Gilley, Johnson, Witchell, 2015)

2nd and any other subsequent citations: (Gilley, et al.)

If your source has six or more authors, only include the first author's name in the first citation and follow it with et al. Include the year the source was published and the page numbers (if it is a direct quote).

Example:

1st in-text citation: (Jasper, et al., 2017)

2nd and any other subsequent citations: (Jasper, et al., 2017)

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). EPS files should be saved with

fonts embedded (and with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Wiley-Blackwell's guidelines for figures: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/illustration.asp>

Check your electronic artwork before submitting it: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/eachecklist.asp>

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working email address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html. This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

Articles should not normally exceed 10 printed pages, including illustrations and references. Additional pages will be charged to the author(s) at the rate of USD 160 per page.

6.2 Early View (Publication Prior to Print)

Clinical Oral Implants Research is covered by Wiley-Blackwell's Early View service. Early View articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. Early View articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of Early View articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so Early View articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Author Services

Online production tracking is available for your article through Wiley-Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit <http://authorservices.wiley.com/bauthor/> for more details on online production tracking and for a wealth of resources including

6.4 Guidelines for Cover Submissions

If you would like to send suggestions for artwork related to your manuscript to be considered to appear on the cover of the journal, please [follow these general guidelines](#).

6.5 Video Abstracts

A video abstract can be a quick way to make the message of your research accessible to a much larger audience. Wiley and its partner Research Square offer a service of professionally produced video abstracts, available to authors of articles accepted in this journal. You can learn more about it at www.wileyauthors.com/videoabstracts. If you have any questions, please direct them to videoabstracts@wiley.com.