



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

MÁRIO SERRA FERREIRA

**ACURÁCIA DE TRÊS TOMÓGRAFOS E DOIS SOFTWARES NO
DIAGNÓSTICO DE DEFEITOS PERI-IMPLANTARES DO TIPO DEISCÊNCIA:
ESTUDO *IN VITRO***

GOIÂNIA

2022

**UFG**UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO (TECA) PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE
TESSES****E DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG**

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a [Lei 9.610/98](#), o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

O conteúdo das Teses e Dissertações disponibilizado na BDTD/UFG é de responsabilidade exclusiva do autor. Ao encaminhar o produto final, o autor(a) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do material bibliográfico Dissertação Tese**2. Nome completo do autor**

Mário Serra Ferreira

3. Título do trabalho**Acurácia de três tomógrafos e dois softwares no diagnóstico de defeitos peri-implantares do tipo deiscência: estudo in vitro****4. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador)**Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante:

- a) consulta ao(à) autor(a) e ao(à) orientador(a);
- b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo da tese ou dissertação. O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

Obs. Este termo deverá ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.

Documento assinado eletronicamente por **MARIA ALVES GARCIA SANTOS SILVA, Usuário Externo**, em 07/03/2022, às 15:13, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

Documento assinado eletronicamente por **MARIO SERRA FERREIRA, Discente**, em 07/03/2022, às 16:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543](#).

28/03/2022 14:12

SEI/UFG - 2730497 - Termo de Ciência e de Autorização (TECA)



[de 13 de novembro de 2020.](#)



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site

[https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?](https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0)

[acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0](https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **2730497** e

o código CRC **10E64013**.

Referência: Processo nº 23070.007873/2022-39

SEI nº 2730497

MÁRIO SERRA FERREIRA

**ACURÁCIA DE TRÊS TOMÓGRAFOS E DOIS SOFTWARES NO
DIAGNÓSTICO DE DEFEITOS PERI-IMPLANTARES DO TIPO DEISCÊNCIA:
ESTUDO *IN VITRO***

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (UFG), como requisito para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica.

Linha de pesquisa: Alterações do sistema estomatognático.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Alves Garcia Santos Silva

GOIÂNIA

2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Ferreira, Mário Serra

ACURÁCIA DE TRÊS TOMÓGRAFOS E DOIS SOFTWARES NO DIAGNÓSTICO DE DEFEITOS PERI-IMPLANTARES DO TIPO DEISCÊNCIA: ESTUDO IN VITRO [manuscrito] / Mário Serra Ferreira. - 2022.
69 f.

Orientador: Prof. Maria Alves Garcia Santos Silva.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia, 2022.

Bibliografia. Anexos.

Inclui siglas, abreviaturas, símbolos, tabelas, lista de figuras, lista de tabelas.

1. peri-implantite. 2. tomografia computadorizada de feixe cônico. 3. acurácia dos dados. 4. implantação dentária. I. Silva, Maria Alves Garcia Santos, orient. II. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ATA DE DEFESA DE TESE

Ata Nº 42 da sessão de Defesa de Tese de **Mário Serra Ferreira** que confere o título de Doutor em **Odontologia**, na área de concentração em **Clínica Odontológica**.

Aos **quatro dias do mês de março de dois mil e vinte e dois**, a partir das **14:00**, por meio de videoconferência, realizou-se a sessão pública de Defesa de Tese intitulada **“Acurácia de três tomógrafos e dois softwares no diagnóstico de defeitos peri-implantares do tipo deiscência: estudo in vitro”**. Os trabalhos foram instalados pela Orientadora, Professora Doutora **Maria Alves Garcia Santos Silva (PPGO/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Professor Doutor **Virgílio Moreira Roriz (PPGO/UFG)**, membro titular interno; Professor Doutor **Giovanni Gasperini (CTBMF-HC-UFG)**, membro titular externo; Professor Doutor **Luiz Eduardo Gregoris Rabelo (Radiologia-IBRA)**, membro titular externo; Professor Doutor **Thiago Oliveira Sousa (Radiologia-CIRO)**, membro titular externo. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do **trabalho**. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Tese tendo sido o candidato **aprovado** pelos seus membros. Proclamados os resultados pela Professora Doutora **Maria Alves Garcia Santos Silva**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **quatro dias do mês de março de dois mil e vinte e dois**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **LUIZ EDUARDO GREGORIS RABELO, Usuário Externo**, em 04/03/2022, às 16:37, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **MARIA ALVES GARCIA SANTOS SILVA, Usuário Externo**, em 04/03/2022, às 17:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Virgílio Moreira Roriz, Professor do Magistério Superior**, em 04/03/2022, às 19:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Thiago Oliveira Sousa, Usuário Externo**, em 07/03/2022, às 15:07, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **GIOVANNI GASPERINI, Usuário Externo**, em 11/03/2022, às 08:45, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2730462** e o código CRC **A1173C12**.

Referência: Processo nº 23070.007873/2022-39

SEI nº 2730462

*“I went to the woods because I wanted to live
deliberately,
I wanted to live deep and suck out all the
marrow of life,
To put to rout all that was not life and not when
I had come to die
Discover that I had not lived.”*

Henry David Thoreau

*"Se enxerguei mais longe foi porque estava
sobre os ombros de gigantes."*

Isaac Newton

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais: Ciescopen e Márcia... Vocês são arquétipos fidedignos das maiores virtudes que um ser humano pode possuir. Obrigado pelo exemplo cotidiano de bondade, fraternidade e amor. Obrigado por serem o exemplo pelo qual tento basear a minha vida. Amo vocês!

A minha irmã Luciana. Como é bom vê-la através da internet e acompanhar o crescimento do Lúcio e da Clara. A distância física é chata, porém notar que a felicidade reina no lar de vocês é um bálsamo. Ao cunhado Edilson por bem tratar a minha irmã. Um dos poucos defeitos é ser flamenguista, coitado...

A minha última avó, Edna, que se encontrava presente no plano físico durante a realização do Doutorado. Na pandemia a senhora desencarnou. Fica a dedicação deste trabalho devido aos ensinamentos, carinho e amor. A senhora participou da minha formação e fico grato. Um beijo na testa e um abraço apertado... Receba meu amor onde estiver...

À minha Tia Sônia, representante do clã Klein. Compartilhar a vida com a sua presença é motivo de festa e felicidade.

Aos inúmeros amigos que entenderam a minha ausência diária e “sumiço”. Prometo estar mais presente ☺.

A minha noiva e futura esposa Mariana. Obrigado por todo auxílio e pelas horas de carinho, cuidado e atenção. Te amo!

À Deus, inteligência suprema e causa primária de todas as coisas.

À Cristo Jesus, nosso querido Mestre. Exemplo Maior de humildade, amor e bondade. Como seria bom se todos nós pudéssemos segui-lo... verdadeiramente!

Ao Aoréolos, pela paciência...

*“Hoje o tempo escorre dos dedos da nossa mão
Ele não devolve o tempo perdido em vão
É um mensageiro das almas dos que virão
ao mundo.*

Depois de nós...”

*Depois de nós
Engenheiros do Hawaii*

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, docentes e funcionários.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Goiás.

À minha orientadora Professora Dra. Maria Alves Garcia Santos Silva, exemplo de docente e profissional. Sabe como nunca, interpretar as inúmeras facetas do diagnóstico bucal sendo exemplo maior de respeito e consolo aos pacientes. Obrigado pela oportunidade de ser seu orientado. O aprendizado que obtive, levarei para a vida inteira.

Ao Professor Dr. Brunno Santos de Freitas Silva, colega e amigo, pelo exemplo imorredouro de vida e estímulo a realização deste doutorado.

À colega de magistério e de doutorado Ananda Amaral Santos. O respeito e amizade que tenho pelo seu pai, o inestimável Dr. Márcio Santos, continua por gerações. Obrigado por dispor do seu tempo para examinar este trabalho. É uma honra poder dizer que fiz doutorado contigo.

Ao colega Dr. Luiz Eduardo Gregoris Rabelo. Obrigado por dispor de tanto tempo para auxiliar este trabalho, examinando as imagens em conjunto com a Ananda. Os dias de análise, que foram regados com risadas e lanches ficarão marcados em minha memória. Só não ficará marcado a Ananda cantando Sandy e Júnior.

À Clínica C.I.R.O. DIAGNÓSTICO ODONTOLÓGICO POR IMAGEM e ao instrutor Otávio pela disponibilidade de executar as incidências tomográficas.

À Clínica I.B.R.A. DIAGNÓSTICO ODONTOLÓGICO POR IMAGEM e técnica Ana Paula pela disponibilidade de executar as incidências tomográficas. Obrigado Ana por ter apresentado “os TOP 10” lanches de Itaberaí.

Ao Centro de Diagnóstico por Imagem (CDI) da UniEVANGÉLICA por permitir que realizasse as incidências radiográficas e tomográficas.

Ao ilustre Colega Dr. Wilson Martinez Júnior, pelo exemplo, dedicação, auxílio e amizade. Sinto-me orgulhoso em fazer parte do seu círculo de amigos.

Ao Colega Dr. Thiago Oliveira Sousa pelo inestimável auxílio na condução desta pesquisa. Por ensinar assuntos complexos didaticamente, transformando-os em assuntos de fácil assimilação.

Ao Colega Prof. Dr. Virgílio Moreira Roriz, pela amizade e exemplo. Por ainda auxiliar o desenvolvimento da escrita e do pensamento com as considerações no processo de qualificação.

A Colega Profa. Dra. Mayara B Viandelli, pela amizade e considerações oportunas no processo de qualificação.

A todos os colegas de Pós-graduação da Universidade Federal de Goiás. Em especial, aos colegas de magistério da UniEVANGÉLICA: Mônica Misae Endo, Giulliano Caixeta Serpa

e Evelin Soares de Oliveira. As longas conversas que tivemos na BR-153 me melhoraram como pessoa. Agradeço o companheirismo, amizade e fraternidade.

À UniEVANGÉLICA, instituição que permite que eu seja realizado no caminho da docência. Obrigado por todo o apoio e incentivo.

Aos colegas docentes da UniEVANGÉLICA, como é bom partilhar do sonho de educar ao lado de pessoas tão queridas.

À Conexão, pelo incentivo e custeio desta pesquisa na doação dos implantes osseointegrados e componentes protéticos. Principalmente ao João Vaiano e Alex, profissionais que mantem esta empresa como exemplo de dedicação, competência e aperfeiçoamento.

*“A alegria que se tem em pensar e aprender faz-nos
pensar e aprender ainda mais.”*

Aristóteles

Resumo

RESUMO

Na avaliação da peri-implantite, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) apresenta a vantagem de avaliar o sítio ósseo de maneira tridimensional; no entanto, a produção de artefatos representa um fator negativo frente a materiais de alta densidade. O objetivo neste trabalho foi avaliar a acurácia de três tomógrafos e dois softwares na identificação e mensuração de defeitos de deiscência peri-implantares *in vitro*. Para isto, 36 modelos de costelas bovinas foram preparados para receber um implante Cone Morse de titânio Torq® 13 X 4,0 mm (Conexão, Arujá, São Paulo, Brasil). As costelas foram divididas em três grupos: um grupo sem defeito ósseo como controle (n=12), um grupo com defeito tipo deiscência de 1,0 mm a 2,5 mm (n=12) e um grupo com defeito tipo deiscência >2,5 a 4,15 mm (n=12). Os blocos de costela foram submetidos a TCFC por três diferentes aparelhos: Carestream 8100 3D (Carestream Health, Rochester, Nova York, EUA), PreXion 3D (PreXion Inc, San Mateo, Califórnia, EUA) e Orthopantomograph OP300 (Instrumentarium Kavo Kerr, Tuusula, Finlândia). Essas imagens foram importadas e processadas por dois softwares: e-Vol DX (CDT Software, Bauru, São Paulo, Brasil) e InVivo (Anatomage, San Jose, Califórnia, EUA). Dois avaliadores, experientes na interpretação de TCFC, analisaram a presença/ausência de defeito tipo deiscência de peri-implantite e mensuraram o tamanho do defeito por meio de mensurações lineares de maneira independente e randomizada, por uma escala de cinco pontos e mensuraram o defeito através de ferramenta de medida linear. Em seguida, curvas ROC foram criadas para representação/comparação das acurácias e o teste Friedman foi utilizado para comparar as variáveis entre os softwares e-Vol DX e InVivo. Os resultados demonstraram um valor de 100% de acurácia para detecção do defeito com o PreXion e Carestream e 98% para o OP300 em todos os tamanhos de defeitos. O resultado da área sob a curva, apresentou 100% de acurácia para InVivo e 99% para o e-Vol DX. Em relação a mensuração, os softwares apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, seguindo os valores de média: padrão referência (2,6111), e-Vol DX (1,8542) e InVivo (1,5347). Todos os equipamentos e softwares testados mostraram boa acurácia na detecção de deiscência. Na mensuração dos defeitos, o e-Vol DX apresentou resultados melhores do que o InVivo, porém ambos os softwares subestimaram as medidas reais.

Palavras-chave: Peri-implantite; tomografia computadorizada de feixe cônico; acurácia dos dados; implantação dentária.

*“Um Jardim é um resumo da civilização – uma
modificação anônima da Natureza.”*

Fernando Pessoa

Abstract

ABSTRACT

In evaluating of the peri-implantitis, Cone Beam Computed Tomography (CBCT) has the advantage of estimating the bone site in a three-dimensional manner; however, the production of artifacts represents a negative factor against high-density materials. The objective of this work was to evaluate the accuracy of three CT scanners and two software in the identification and measurement of peri-implant dehiscence defects in vitro. For this, 36 bovine rib models were prepared to receive a Morse taper titanium implant Torq[®] 13 X 4,0 mm (Conexão, Arujá, São Paulo, Brazil). The ribs were divided into three groups: a group without bone defect as a control (n=12), a group with a dehiscence-like defect from 1.0 mm to 2.5 mm (n=12), and a group with a dehiscence-like defect > 2.5 to 4.15 mm (n=12). Rib blocks were submitted to CBCT using three different devices: Carestream 8100 3D (Carestream Health, Rochester, New York, USA), PreXion 3D (PreXion Inc, San Mateo, California, USA), and Orthopantomogram OP300 (Instrumentarium Kavo Kerr, Tuusula, Finland). These images were imported and processed by two software programs: e-Vol DX (CDT Software, Bauru, São Paulo, Brazil) and InVivo (Anatomage, San Jose, California, USA). Two evaluators experienced in identifying bone defects in tomographic images analyzed the presence/absence of a peri-implantitis dehiscence type defect and independently measured the size of the defect using a linear measurement tool using a five-point scale and measured the defect using a linear measurement tool. ROC curve was created to evaluate the accuracy, and the Friedman test was used to analyze the variables between the e-Vol DX and InVivo software. The results demonstrated a 100% accuracy value for defect detection with PreXion and Carestream and 98% for the OP300 across all defect sizes. The area under the curve presented 100% accuracy for InVivo and 99% for the e-Vol DX. Regarding measurement, the software showed a statistically significant difference, following the mean values: reference standard (2.6111), e-Vol DX (1.8542), and InVivo (1.5347). All equipment and software tested showed good accuracy in detecting dehiscence. In the measurement of defects, the e-Vol DX showed better results than the InVivo, but both software underestimated the real measurements.

Keywords: Peri-implantitis; cone-beam computed tomography; data accuracy; dental implantation.

Lista de ilustrações

| | |
|--|----|
| Figura 1: Desenho esquemático da amostra da pesquisa | 42 |
| Figura 2: Confeção do defeito de 1 mm e 2 mm com broca cirúrgica N. 701 para os grupos experimentais. | 43 |
| Figura 3: Mensuração do defeito com compasso Castroviejo | 43 |
| Figura 4: A: Grupo controle. B: Grupo experimental com defeito de 1 a 2,5 mm e C: Grupo experimental com defeito acima de 2,5 mm | 44 |
| Figura 5: Delineamento da coroa de zircônia no <i>software</i> inlab 19 para posterior fresagem no sistema CAD-CAM | 45 |
| Figura 6: A: Espécime pronto para a aquisição da imagem. B: Imersão do espécime em água dentro de um recipiente de plástico | 46 |
| Figura 7: Imagem demonstrativa de uma mesma unidade amostral realizada nos três tomógrafos e processada nos dois <i>softwares</i> | 48 |
| Figura 8:A: Curva ROC dos três aparelhos de TCFC (Carestream 8100 3D, OP300 e PreXion). B: Curva ROC dos dois <i>softwares</i> de análise de imagem (InVivo e e-Vol DX). | 52 |
| Figura 9: Curva ROC comparando tomógrafos (Carestream 8100 3D, OP300 e PreXion 3D) e <i>softwares</i> (InVivo e e-Vol DX). | 53 |

Lista de tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1: Parâmetros técnicos da imagem para cada aparelho de TCFC | 45 |
| Tabela 2: Reprodutibilidade intra e inter-examinador | 52 |
| Tabela 3: Comparação da área sob a curva de cada tomógrafo e <i>software</i> | 53 |
| Tabela 4: Comparação da média para os valores de mensuração dos defeitos peri-implantares. | 54 |

Lista de abreviaturas e siglas

| | |
|----------|--|
| % | Porcentagem |
| ≥ | Maior ou igual a |
| AUC | <i>Area under the curve</i> |
| BAR | Blooming Artefact Reduction |
| CDI | Centro de Diagnóstico por Imagem |
| DICOM | <i>Digital imaging and Communications in Medicine</i> |
| FOV | <i>Field of view</i> |
| kVp | Quilovoltagem pico |
| mA | Miliamperagem |
| mm | Milímetro |
| MEDLINE | <i>Medical Literature Analysis and Retrieval System Online</i> |
| p | Valor da probabilidade |
| RPM | Rotações por minuto |
| ROC | <i>Receiver operating characteristic</i> |
| RS | <i>Revisão sistemática</i> |
| STARD | <i>Standards for Reporting Diagnostic Accuracy Studies</i> |
| TCFC | <i>Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico</i> |
| α | <i>Nível de significância</i> |

*“A Satisfação está no esforço e não apenas na realização
final.”*

Mahatma Gandhi

Sumário

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| 1. Introdução | 24 |
| 2. Revisão de literatura | 28 |
| 2.1. Definição da peri-implantite | 29 |
| 2.2. Diagnóstico da peri-implantite | 30 |
| 2.3. Prevalência da peri-implantite | 31 |
| 2.4. Tipos de defeitos | 33 |
| 2.5. Tomografia computadorizada de feixe cônico e peri-implantite | 34 |
| 2.6. Artefatos | 36 |
| 3. Objetivos | 38 |
| 3.1. Objetivo geral | 39 |
| 3.2. Objetivos específicos | 39 |
| 4. Material e métodos | 40 |
| 4.1. Tipo de estudo | 41 |
| 4.2. Amostra | 41 |
| 4.3. Preparo dos espécimes | 42 |
| 4.4. Aquisição das imagens | 45 |
| 4.5. Análise das imagens | 47 |
| 4.6. Análise estatística | 49 |
| 5. Resultados | 51 |
| 6. Discussão | 56 |
| 7. Conclusão | 61 |
| 8. Referências | 63 |
| 9. Anexo I – Parecer do CEUA | 69 |

*“O início da sabedoria é a
admissão da própria ignorância.
Todo o meu saber consiste em
saber que nada sei”.*

Sócrates

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Peri-implantite pode ser definida como uma condição patológica associada a placa, com prevalência de 18,5% a 22% (DERKS; TOMASI, 2015; RAKIC; GALINDO-MORENO; MONJE; RADOVANOVIC *et al.*, 2018), caracterizada por inflamação na mucosa peri-implantar que resulta na destruição de tecidos moles e duros circundantes aos implantes dentários funcionais (CATON; ARMITAGE; BERGLUNDH; CHAPPLE *et al.*, 2018; SCHWARZ; DERKS; MONJE; WANG, 2018; SMEETS; HENNINGSSEN; JUNG; HEILAND *et al.*, 2014). Seu início pode ocorrer precocemente após a função e a doença, na ausência de tratamento, parece progredir em um padrão rápido e não linear (CATON; ARMITAGE; BERGLUNDH; CHAPPLE *et al.*, 2018; SCHWARZ; DERKS; MONJE; WANG, 2018). Essa perda óssea contínua pode colocar em risco a estabilidade e a função implantar, tornando-a uma das principais complicações e a maior causa de falha do implante dentário (MADI; HTET; ZAKARIA; ALAGL *et al.*, 2018; ZITZMANN; BERGLUNDH, 2008).

O tratamento da peri-implantite necessita da adesão do paciente a um programa que permita constante avaliação e remoção do biofilme dentário e implantar. Entretanto, mesmo com um controle rígido, alguns pacientes podem exigir inúmeros tratamentos, terapias coadjuvantes ou até mesmo a remoção do implante (ROCCUZZO; LAYTON; ROCCUZZO; HEITZMAYFIELD, 2018), motivo pelo qual é imperativo e crucial a prevenção e o diagnóstico precoce.

Na prática clínica, o aumento de profundidade de sondagem concomitante ao sangramento ou supuração são indicativos de doença peri-implantar. Nestes casos, é recomendada a avaliação radiográfica para análise do nível ósseo adjacente ao implante (LANG; BERGLUNDH; WORKING GROUP 4 OF SEVENTH EUROPEAN WORKSHOP ON, 2011; LINDHE; MEYLE; GROUP, 2008).

Os defeitos do tipo deiscência, representam o segundo mais frequente entre os defeitos peri-implantares (MONJE; PONS; INSUA; NART *et al.*, 2019), e podem ser desenvolvidos a partir de defeitos ósseos na região vestibular ou lingual, com espessura menor que 1 mm não visualizados no momento da instalação do implante (SCHWARZ; SAHM; BECKER, 2012). Além disso, os defeitos ósseos peri-implantares frequentemente evoluem para um componente infraósseo com perda óssea vestibular (MONJE; PONS; INSUA; NART *et al.*, 2019). Assim sendo, avaliar a presença de deiscência nessa área pode representar um importante precursor clínico da peri-implantite.

A técnica radiográfica periapical (RP) é considerada uma ferramenta diagnóstica não-invasiva em exame de diagnóstico para acompanhamento longitudinal das condições peri-implantares, possibilitando a avaliação do tecido ósseo e da perda óssea peri-implantar. Entretanto, limita-se a dois planos e por isso, não auxilia na detecção de defeitos do tipo deiscência e fenestração, possibilitando avaliação apenas do osso em nível interproximal (DE-AZEVEDO-VAZ; VASCONCELOS KDE; NEVES; MELO *et al.*, 2013). Além disso, há sobreposição de estruturas que podem mascarar os níveis de osso marginal resultando em uma subestimação das dimensões reais do defeito ósseo (STEIGER-RONAY; KRCMARIC; SCHMIDLIN; SAHRMANN *et al.*, 2018).

Uma alternativa para a avaliação de defeitos peri-implantares é a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que contorna algumas limitações dos exames bidimensionais, permitindo a visualização tridimensional da região, embora esteja relacionada a um custo maior e maior exposição à radiação (JACOBS; VRANCKX; VANDERSTUYFT; QUIRYNEN *et al.*, 2018). Além das desvantagens supracitadas, a grande limitação da TCFC é a produção de artefatos relacionados a materiais de alta densidade, especialmente o endurecimento do feixe (*beam hardening*) e artefatos de dispersão (*streak artifacts*), que comprometem a qualidade da imagem e dificultam a avaliação da peri-implantite (HILGENFELD; JUERCHOTT; DEISENHOFER; KRISAM *et al.*, 2018); SANCHO-PUCHADES; HAMMERLE e BENIC (2015).

Estudos prévios avaliaram a utilização da TCFC para verificar a perda óssea ou mensuração da espessura de tecido duro ao redor do implante, porém com resultados inconsistentes. Enquanto alguns autores apresentam resultados com baixa acurácia (DAVE; DAVIES; WILSON; PALMER, 2013; FIENITZ; SCHWARZ; RITTER; DREISEIDLER *et al.*, 2012; STEIGER-RONAY; KRCMARIC; SCHMIDLIN; SAHRMANN *et al.*, 2018; YEN; KUO; LIN; NIE-SHIUH CHANG *et al.*, 2019), outros estudos apresentam resultados mais satisfatórios (BOHNER; MUKAI; ODERICH; PORPORATTI *et al.*, 2017; HILGENFELD; JUERCHOTT; DEISENHOFER; KRISAM *et al.*, 2018; SCHWINDLING; HILGENFELD; WEBER; KOSINSKI *et al.*, 2019). A revisão sistemática de BOHNER; MUKAI; ODERICH; PORPORATTI *et al.* (2017) apresenta uma análise comparativa das técnicas de imagens para a acurácia diagnóstica na detecção de defeitos ósseos peri-implantares. Apesar da grande variabilidade dos estudos, foi concluído que a TCFC mostrou baixa sensibilidade e alta especificidade. Para o grupo da RP, a sensibilidade foi boa e a especificidade foi ruim. Em outra revisão sistemática de PELEKOS; ACHARYA; TONETTI e BORNSTEIN (2018), a TCFC

apresentou acurácia variando entre excelente e boa para defeitos peri-implantares circunferenciais e do tipo fenestração, porém com baixa acurácia na avaliação de defeitos de deiscência.

Para auxiliar na visualização do exame da TCFC, ferramentas para redução de artefatos e softwares que processam características intrínsecas (como brilho, contraste, balanço de branco) da imagem são elaboradas e estudadas. O programa e-Vol DX (CDT, Bauru, São Paulo, Brasil) apresenta recursos de processamento da imagem como alterações de brilho, contraste e redução de ruído (BUENO; ESTRELA; AZEVEDO; DIOGENES, 2018) e promete redução substancial de artefatos, tendo se mostrado eficaz em pesquisas relacionadas à Endodontia (BUENO; ESTRELA; GRANJEIRO; SOUSA-NETO *et al.*, 2019; ESTRELA; COUTO; BUENO; BUENO *et al.*, 2018). Entretanto, ainda não existem trabalhos na literatura que avaliem essa ferramenta na detecção de defeitos peri-implantares.

Inúmeros fatores podem reduzir a acurácia da imagem da TCFC, e frente a variadas possibilidades de tomógrafos existentes no mercado, é imperativo avaliar diferentes sistemas para testar a eficiência de cada um em relação às diversas situações clínicas. A análise por imagem de peri-implantites é fundamental para a prática clínica e para a tomada de decisão no atendimento de pacientes em tratamento e preservação de defeitos peri-implantares (ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.*, 2018; GAETA-ARAUJO; LEITE; VASCONCELOS; JABOBS, 2021).

“Alice: Quanto tempo dura o que é eterno?

Coelho: Às vezes, apenas um segundo.”

(Alice, no país das maravilhas)

Lewis Carroll

2 Revisão de literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Definição de Peri-implantite

O conceito de uma doença é essencial para se obter dados epidemiológicos fidedignos com o escopo de prevenir e/ou tratar as enfermidades, procedendo em um melhor prognóstico da doença. O primeiro autor a utilizar a nomenclatura “periimplantite” foi LEVIGNAC (1965), entretanto, somente 22 anos depois MOMBELLI; VAN OOSTEN; SCHURCH e LAND (1987) definiram a peri-implantite como uma infecção possivelmente específica e com o ecossistema notavelmente semelhante aos encontrados nas periodontites.

A conceituação da peri-implantite sofreu modificações com o decorrer do tempo devido aos inúmeros fatores etiológicos e diversas características clínicas. O primeiro consenso surgiu no 1.º *Workshop* Europeu de Periodontia que classificou a peri-implantite como uma reação inflamatória associada à perda do osso de suporte ao redor de um implante em função (LANG; KARRING; PERIODONTOLOGY, 1994). Neste evento, a mucosite peri-implantar foi caracterizada como uma reação inflamatória reversível, enquanto o termo reversível não foi incluído para peri-implantite (ZITZMANN; BERGLUNDH, 2008).

O artigo de LINDHE; MEYLE e GROUP (2008) apresentou o relatório do consenso do 6.º *Workshop* Europeu de Periodontia, definindo a peri-implantite como uma doença infecciosa que resulta em uma lesão inflamatória residente na mucosa e afeta o osso de suporte. Esse conceito é aceito até os dias atuais. Entretanto, a falta de limiar para demarcar valores patológicos para profundidade de bolsa peri-implantar dificultou a aplicabilidade clínica e reprodutibilidade entre os estudos.

Para auxiliar em pesquisas, prevenção e terapêutica da peri-implantite, o consenso derivado do 8.º *Workshop* Europeu de Periodontia, definiu que em pacientes com ausência de radiografias prévias, a presença de inflamação em conjunto com perda óssea de 2 mm do nível esperado após remodelação óssea, deve ser considerado como critério para definir peri-implantite em estudos clínicos. Se as radiografias prévias estiverem disponíveis, um limite mais sensível para perda óssea pode ser mensurado, dependendo da reprodutibilidade do método radiográfico (SANZ; CHAPPLE, 2012).

Mesmo com as diretrizes estabelecidas pelo 8.º *Workshop* Europeu de Periodontia em 2012, inúmeros trabalhos clínicos foram realizados com diversas situações clínicas para definir peri-implantite. Isso resultou em uma diversidade de conceitos, principalmente relacionados à profundidade de sondagem da bolsa peri-implantar (DERKS; TOMASI, 2015; RAKIC; GALINDO-MORENO; MONJE; RADOVANOVIC *et al.*, 2018; ZITZMANN;

BERGLUNDH, 2008). Assim, em novembro de 2017 no *Workshop* Mundial de Periodontia, a Federação Europeia de Periodontia em conjunto com a Academia Americana de Periodontia, chegaram a um consenso e definiram a peri-implantite como “uma condição patológica associada a placa que ocorre nos tecidos ao redor dos implantes dentários, caracterizada por inflamação da mucosa peri-implantar e subsequente perda progressiva do osso de suporte”. Definiu-se ainda que, clinicamente a peri-implantite exhibe sinais de inflamação, sangramento à sondagem e/ou supuração, aumento de profundidade de sondagem e/ou recessão da margem da mucosa, além da confirmação da perda óssea radiográfica quando comparada com exames anteriores. (BERGLUNDH; ARMITAGE; ARAUJO; AVILA-ORTIZ *et al.*, 2018).

2.2 Diagnóstico clínico da peri-implantite

O preceito de que para compreender a anormalidade é necessário conhecer a normalidade é muito utilizado nos compêndios de patologia. Utilizando dessa premissa, entende-se que para diagnosticar a peri-implantite é imperativo compreender que a saúde peri-implantar é estabelecida pela ausência de sinais clínicos da inflamação, ausência de sangramento e/ou supuração na sondagem leve, imutabilidade na profundidade de sondagem quando comparado com exames anteriores e ausência de perda óssea além das alterações da remodelação inicial (BERGLUNDH; ARMITAGE; ARAUJO; AVILA-ORTIZ *et al.*, 2018).

Assim, o diagnóstico clínico da peri-implantite inicia-se com a inflamação peri-implantar, confirmado pelo sangramento e/ou supuração durante a sondagem leve. Entretanto, o sangramento à sondagem não deve ser um parâmetro considerado isoladamente como um fator preditivo para a detecção da peri-implantite, pois essa averiguação corresponde de 7% a 58% dos casos. Isso significa que, se 100 implantes forem apresentados com sangramento à sondagem, 7 a 58 implantes podem ter peri-implantite. Esse fator isolado é insuficiente para o diagnóstico da peri-implantite e o diagnóstico, portanto, requer a avaliação da inflamação/infecção e a perda óssea progressiva que pode variar entre pacientes e implantes (HEITZ-MAYFIELD; AABOE; ARAUJO; CARRION *et al.*, 2018).

O próximo passo após a verificação da presença de sangramento e/ou supuração durante a sondagem é verificar se há aumento da profundidade de sondagem comparado com exame anterior. Após a constatação do aumento, é necessário que exista presença de perda óssea abaixo do nível da crista óssea resultante desde a remodelação inicial. Essa análise deve ser realizada com o máximo de critério, pois como mostra o trabalho de SERINO; TURRI e LANG (2013) existe dificuldade de sondagem devido à presença da prótese que impede a penetração da sonda, sendo que a maior parte desta dificuldade ocorre na parede bucal. Além do fator relacionado à

construção protética, a sondagem ao redor dos implantes é influenciada por uma variedade de fatores, como o perfil dos *abutments* e implantes, reafirmando a necessidade de adicionar o exame de imagem para o diagnóstico da peri-implantite (LANG; BERGLUNDH; WORKING GROUP 4 OF SEVENTH EUROPEAN WORKSHOP ON, 2011).

É importante compreender ainda que o grau de remodelação fisiológica após a instalação de um implante osseointegrável pode variar, o que dificulta no estabelecimento de um critério fixo de perda óssea peri-implantar para o diagnóstico da peri-implantite. Devido a essa dificuldade de mensuração da linha divisória, entre remodelação fisiológica e perda óssea patológica, recomenda-se que sejam realizadas medições radiográficas e de sondagem após a conclusão da reabilitação implantossuportada (BERGLUNDH; ARMITAGE; ARAUJO; AVILA-ORTIZ *et al.*, 2018).

Na ausência de dados de exames anteriores, o diagnóstico da peri-implantite pode ser definido pela combinação do fator inflamatório clínico e possível recessão da margem da mucosa, associado ao aumento da profundidade de sondagem ≥ 6 mm e nível ósseo apical ≥ 3 mm a partir da porção mais coronal da parte intraóssea do implante. Para os estudos epidemiológicos deve-se considerar que o relato da perda óssea deve utilizar limites que excedam o erro da medição (média de 0,5 mm) (BERGLUNDH; ARMITAGE; ARAUJO; AVILA-ORTIZ *et al.*, 2018).

2.3 Prevalência

Conforme o dicionário médico ilustrado de Dorland ELSEVIER INC. (PHILADELPHIA PENNSYLVANIA) (2019), o termo prevalência é definido como o número de casos de uma doença que estão presentes em uma população em um determinado momento ou durante um tempo. Assim, para se realizar a coleta de dados é necessário a análise de estudos transversais. A prevalência de uma doença ou manifestação está indubitavelmente associada ao conceito. Diferentes conceitos propostos a uma entidade possibilitam vieses de avaliação, levando a exposição de inúmeras taxas. A prevalência da peri-implantite pode ser apresentada ao nível do sujeito ou do implante propriamente dito.

Os autores ZITZMANN e BERGLUNDH (2008) apresentaram uma revisão de literatura visando avaliar a prevalência de doenças peri-implantares (mucosite peri-implantar e peri-implantite) utilizando uma estratégia de busca executada apenas na base de dados da MEDLINE que resultou em 683 títulos. Após a execução dos critérios de inclusão e exclusão, 99 publicações potencialmente relevantes foram selecionadas para a leitura total. Destas, cinco

foram selecionadas para captura dos dados sobre a prevalência da peri-implantite, encontrada em 28% e pelos menos 56% dos pacientes e em 12% e 43% dos implantes.

No relatório do consenso do sexto *workshop* europeu de Periodontia (LINDHE; MEYLE; GROUP, 2008), foram apresentados os mesmos valores obtidos por ZITZMANN e BERGLUNDH (2008). A conceituação dos parâmetros clínicos para diagnosticar a peri-implantite foi realizada pelo sangramento na sondagem e perda óssea localizada após um ano do implante em função.

Em 2015, foi publicada uma revisão sistemática DERKS e TOMASI (2015) com foco na seguinte pergunta: “Em pacientes com implantes dentários osseointegrados, qual é a prevalência, extensão e a severidade das doenças peri-implantares?” A busca foi realizada em três bases de dados: MEDLINE, Embase e Cochrane. Os critérios de inclusão foram elaborados para avaliar a incidência por estudos longitudinais prospectivos e a prevalência através de estudos transversais. Os estudos que contavam com uma amostra menor que cem indivíduos foram excluídos da análise. Quinze artigos foram utilizados para a obtenção de dados. A meta-análise retornou o valor de prevalência de 21,7%.

RAKIC; GALINDO-MORENO; MONJE; RADOVANOVIC *et al.* (2018), publicaram uma revisão sistemática cujo objetivo estimou a prevalência geral para doenças peri-implantar correlacionando os efeitos de diversos parâmetros, tais como: tempo de função e a superfície do implante. Para a análise foram utilizados 29 artigos que demonstram uma variação de prevalência de 0,2 e 63% perfazendo uma prevalência estimada de 12,8% considerando o implante. Ao nível do paciente, os valores encontrados variaram de 1 e 46% com prevalência estimada de 18,5%. Com uma tentativa de padronizar a revisão sistemática, um dos critérios de inclusão, foi a definição de SANZ e CHAPPLE (2012) para a peri-implantite que prevê a presença de perda óssea ≥ 2 mm associada a sangramento positivo na sondagem e profundidade de sondagem e/ou aprofundamento de sondagem concomitante em comparação com a radiografia tirada no momento de instalação da prótese. Esses critérios, para o estabelecimento da prevalência das doenças peri-implantares, tornam-se importantes para se obter um percentual correto, já que – segundo os autores – a prevalência da peri-implantite foi historicamente relatada de maneira inconsistente.

2.4 Tipos de defeitos

O diagnóstico precoce dos defeitos ósseos é de suma importância, pois o seu desconhecimento pode resultar em recessão gengival, perda óssea e falha nos tratamentos peri-implantares, levando à perda do implante. Os defeitos podem ser classificados de maneira anatômica e conforme sua morfologia. Assim, eles podem ser categorizados como infraósseos, que depende do número de defeito das paredes remanescentes, ou podem desnudar a superfície do implante e se tornarem um defeito de deiscência ou fenestração (PELEKOS; ACHARYA; TONETTI; BORNSTEIN, 2018; SCHWARZ; HERTEN; SAGER; BIELING *et al.*, 2007).

O defeito peri-implantar de deiscência é caracterizado pela ausência do osso cortical que se inicia na porção cervical do processo alveolar que circunda o implante. Já o defeito de fenestração ocorre com a ausência de osso na superfície do implante assemelhando-se a uma abertura em forma de janela, mas com a presença de osso na porção coronal (DE-AZEVEDO-VAZ; VASCONCELOS KDE; NEVES; MELO *et al.*, 2013).

O trabalho de MONJE; PONS; INSUA; NART *et al.* (2019) realizou um estudo retrospectivo avaliando 332 implantes em 47 pacientes com peri-implantite. A TCFC foi utilizada para classificar os defeitos peri-implantares segundo o tipo de defeito, número de paredes ósseas remanescentes, gravidade e de acordo com a extensão da perda óssea vertical. Os autores propuseram três categorias: classe I – infraósseos; classe II – horizontal; classe III – combinação das classes I e II. Esses defeitos foram subclassificados em: deiscência, 2-3 paredes; e defeito de tipo circunferencial. O resultado demonstrou que o defeito mais frequente foi o defeito infraósseo de 2-3 paredes, seguido do defeito intraósseo com deiscência bucal e defeito combinado de 2-3 paredes. Assim, estabeleceu-se que os defeitos de peri-implantite frequentemente cursam com um componente infraósseo e perda óssea bucal. Porém, outras configurações podem ser encontradas. A gravidade do defeito está intrinsecamente associada à morfologia do defeito. Em 50,6% dos casos, a severidade encontrada foi moderada. A perda óssea da parede vestibular foi significativamente maior quando comparada as outras paredes ósseas em defeitos infraósseos e combinados. Além disso, o trabalho de SERINO; TURRI e LANG (2013) reforça o postulado de que existe a tendência de ter uma maior destruição óssea vestibular, exatamente onde as radiografias bidimensionais são deficientes em detectar tal perda.

2.5 Diagnóstico por imagem em peri-implantite

Os diversos métodos de imagens existentes na atualidade são ferramentas poderosas que auxiliam no processo de formulação diagnóstica. Desde a descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen em 1895, até os momentos atuais, existe uma valorosa evolução nesta área da ciência. Esse progresso revela diversas possibilidades de aparelhos, configurações, técnicas e softwares, justificando a necessidade de estudos que buscam acompanhar este desenvolvimento.

Assim, é primordial investigar a literatura e destacar pontos fundamentais dentro dessa temática. Questionamentos devem ser realizados, como: as configurações do aparelho de tomografia computadorizada afetam o diagnóstico da peri-implantite? Os softwares, com seus filtros, possuem ou não a capacidade de melhorar a imagem?

Em relação aos tipos de aparelhos de TCFC, no trabalho de DAVE; DAVIES; WILSON e PALMER (2013), foram analisados defeitos circunferenciais de 0,35 mm e de 0,675 mm em quinze implantes de 17X3,5 mm de tamanho, instalados em quatro blocos de costelas bovinas. Após a instalação dos implantes, no centro do leito, os blocos foram submetidos as aquisições em dois aparelhos de TCFC (3D accuitomo e i-CAT) e incidência radiográfica periapical. As imagens foram avaliadas por nove examinadores por meio de imagens estáticas multiplanares inseridas no powerpoint. O resultado apresentou sensibilidade e especificidade de 97,8 e 67,8 respectivamente, para o 3D accuitomo; 64,4 e 97,8 para I-CAT e 100 e 98,9 para a Radiografia Periapical. Os autores concluíram que a RP foi melhor do que a TCFC para o espaço de 0,35 mm. Entretanto, para o espaço de 0,675 não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Outro estudo comparativo foi publicado por ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.* (2018) analisou três tomógrafos diferentes (Cranex 3D, NewTom 3G e Promax 3D) e radiografia periapical, quanto à acurácia para detecção de defeitos tipo fenestração em 31 blocos de costelas bovinas. Esses blocos geraram 62 imagens (antes e após defeito) que foram analisadas por dois examinadores. Os resultados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos perfazendo os seguintes valores conforme a área sob a curva: NewTom (0,879), Cranex 3D (0,798), Planmeca (0,661) e RP (0,500). Um dado interessante foi a especificidade do NewTom que resultou em um valor de 100%, assim como a RP.

Uma revisão sistemática publicada por BOHNER; MUKAI; ODERICH; PORPORATTI *et al.* (2017) realizou uma análise comparativa das técnicas de imagens para a acurácia

diagnóstica de defeitos ósseos peri-implantares resultando em 12 estudos elegíveis, sendo todos *in vitro*. Os resultados demonstraram que os valores de sensibilidade e especificidade, considerados por meio da curva ROC, foram bons tanto para TCFC (AUC=69%) quanto para radiografia intrabucal (AUC=60,9%). Assim, os autores concluíram que ambas as técnicas tiveram um desempenho similar, sendo consideradas clinicamente aceitáveis.

Outra revisão sistemática JACOBS; VRANCKX; VANDERSTUYFT; QUIRYNEN *et al.* (2018) teve como objetivo avaliar o valor diagnóstico da TCFC em comparação com imagens bidimensionais, e técnicas clínicas de padrão ouro na detecção e mensuração de defeitos ósseos peri-implantares. Após análise de nove estudos resultantes da busca, os autores concluíram que não havia evidências para apoiar o uso da TCFC como procedimento padrão para avaliar a perda óssea marginal da peri-implantite, devido à imprecisão quantitativa e prejuízos causada por artefatos. Entretanto, foi enfatizada a necessidade de uma avaliação tridimensional do defeito ósseo, já que a radiografia intrabucal pode mascarar as verdadeiras dimensões e morfologia do defeito peri-implantar.

Alguns trabalhos foram publicados após essas duas revisões sistemáticas, apresentando resultados mais acurados para a TCFC na avaliação dos defeitos peri-implantares. VADIATI SABERI; KHOSRAVIFARD; GHANDARI e HADINEZHAD (2019) realizaram um estudo para avaliar a acurácia diagnóstica da TCFC, RP e radiografia periapical oblíqua (RPO) para defeitos de fenestração, deiscência e defeitos de 2-3 paredes. Implantes de tamanho 11,5 X 4,2 mm foram instalados após a confecção dos defeitos com brocas diamantadas. A aquisição da TCFC foi realizada por meio da seguinte configuração: 95 kVp, 5,2 mA, FOV 90 x 120 mm e *voxel* de 0,2 mm. Os dois avaliadores examinaram as imagens tomográficas nos três planos anatômicos para detectar a presença/ausência e tipo de defeito. Os resultados retornaram os seguintes valores de área sob a curva para presença/ausência dos defeitos angulares, fenestração e deiscência: RP (0,95; 0,65; 0,50), RPO (0,95; 0,95; 0,65), TCFC (1; 1; 1). Para a detecção do tipo do defeito, os resultados foram: RP (0,90; 0,60; 0,50), RPO (0,85; 0,95; 0,65), TCFC (1;1;1). A conclusão deste trabalho é que a TCFC apresentou 100% de sensibilidade e especificidade e que a RPO pode ser uma alternativa valiosa para avaliação peri-implantar.

SONG; SHUJAAT; DE FARIA VASCONCELOS; HUANG *et al.* (2021) publicaram um estudo para avaliar o tipo e a mensuração dos defeitos peri-implantares por meio da TCFC e radiografia periapical, utilizando Micro-CT como padrão referência. Para tal, foram avaliados 54 blocos de mandíbula, derivados de nove cães da raça beagle. Dezesesseis amostras resultaram em três tipos de defeitos: deiscência (n=5), infraósseo (n=3) e tipo cratera (n=8), que foram

analisados por dois examinadores. O resultado deste estudo apresentou o valor de 100/100 de sensibilidade para a TCFC e 69/63 para a RP.

2.6 Artefatos e Peri-implantite

Artefato pode ser definido como uma estrutura visualizada no volume adquirido, mas que não está presente no objeto escaneado. Os fatores que causam artefatos nas imagens de TCFC podem estar associados, principalmente, a materiais de alta densidade e a alguns parâmetros dos aparelhos como o tamanho do FOV (*Field of View* - campo de visão). Outros parâmetros também alteram a qualidade da imagem como quilovoltagem (kV), miliamperagem (mA) e tamanho do *voxel*. Há ainda, fatores como calibração do aparelho e movimentos do paciente (PAUWELS; ARAKI; SIEWERDSEN; THONGVIGITMANEE, 2015; SCHULZE; HEIL; GROSS; BRUELLMANN *et al.*, 2011).

A literatura descreve alguns artefatos como: *partial volume effect* (efeito de volume parcial), *scatter radiation* (fenômeno de dispersão dos fótons) e fenômeno *beam hardening* (endurecimento do feixe). O fenômeno *beam hardening* é caracterizado como o gerador mais comum de artefatos causados pela presença de materiais de alta densidade (guta-percha, retentores intrarradiculares metálicos, implantes metálicos, entre outros) (SCHULZE; BERNDT; D'HOEDT, 2010). Na prática clínica, os artefatos são visualizados por estrias, ondas e/ou sombras orientadas ao longo das linhas de projeção. Podem ainda, ter padrões de áreas hipodensas cercadas por áreas hiperdensas ou como listras e anéis, contorno duplo de ossos e falta de nitidez (CREMONINI; DUMAS; PANNUTI; NETO *et al.*, 2011; KIM; ARITA; PINHEIRO; YOSHIMOTO *et al.*, 2018).

PAUWELS; STAMATAKIS; BOSMANS; BOGAERTS *et al.* (2013) quantificaram os artefatos oriundos de metal em diversos protocolos de exposição de treze aparelhos de TCFC (3D accuitomo 170, 3D accuitomo XYZ, Galileos comfort, I-CAT next generation, Kodak 9000 3D, Kodak 9500, NewTom VGI, PaX-Uni3D, Picasso Trio, ProMax 3D, Scanora 3D, SkyView, Veraviewepocs 3D) e em um aparelho de tomografia computadorizada multi-slice (Somatom Sensation 64). Além disso, foram utilizados protocolos de exposição de baixa e alta dose. Os resultados demonstraram que para o titânio, o valor do artefato variou de 6,1 a 27,4 com média de 14,2; para o chumbo, o valor foi encontrado entre 10,0 e 43,7 com média de 24,1 para todos os aparelhos de TCFC. Em relação às configurações, o FOV maior teve melhor desempenho do que o menor. Da mesma forma, altas doses tiveram desempenho melhor do que protocolos de baixa dose. Os autores discutiram que ajustar as doses clinicamente não é viável,

pois existem duas possibilidades que o trabalho demonstrou para reduzir o efeito dos artefatos: aumentar o FOV e a mA. É consensual que o FOV deve sempre estar restrito à área de interesse, por razões de radioproteção, não justificando o seu aumento para diminuir o artefato (BORNSTEIN; SCARFE; VAUGHN; JACOBS, 2014). Em relação ao protocolo de exposição, aumentar as doses de radiação tem um efeito limitado sobre os artefatos.

Os implantes metálicos são geralmente fabricados com titânio ou zircônia. Esses materiais, possuem número atômico alto, contribuindo para a formação de fenômeno do tipo *beam hardening*. Essa categoria de artefato forma uma região hipodensa entre o implante e o osso, dificultando o diagnóstico de peri-implantite (SCHULZE; BERNDT; D'HOEDT, 2010). Essa distribuição de valor de cinza em torno dos implantes, apresenta-se aumentada nas faces vestibular e lingual, enquanto em região ao longo do eixo do corpo mandibular podem ser encontrados valores de cinza reduzidos, demonstrando que o padrão de artefato pode ser modificado segundo a posição do implante na arcada (BENIC; SANCHO-PUCHADES; JUNG; DEYHLE *et al.*, 2013).

“Alice perguntou: - Gato Cheshire, pode me dizer qual o caminho que eu devo tomar?”

- Isso depende muito do lugar para onde você quer ir.

- Eu não sei para onde ir!

- Se você não sabe para onde ir, qualquer caminho serve.” (Alice no país das maravilhas)

Lewis Carroll

3 Objetivos

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral:

- Comparar três tomógrafos (PreXion 3D Elite, Carestream 8100 3D e Orthopantomograph OP300) e dois softwares (e-Vol DX e InVivo) na detecção e mensuração de defeitos peri-implantares do tipo deiscência.

3.2 Objetivos específicos:

- Investigar se o uso do software e-Vol DX aumenta a acurácia dos tomógrafos PreXion 3D Elite, Carestream 8100 3D e Orthopantomograph OP300 no diagnóstico do defeito óssea peri-implantar do tipo deiscência (*in vitro*).
- Avaliar se há diferença entre os softwares e-Vol DX e InVivo na mensuração de defeitos de deiscência nas imagens adquiridas por ambos os tomógrafos

“Eu não miro com a mão.

Aquele que mira com a mão, esqueceu o rosto do seu pai.

Eu miro com o olho.

Eu não atiro com a mão.

Aquele que atira com a mão, esqueceu o rosto do seu pai.

Eu atiro com a mente.

Eu não mato com a arma.

Aquele que mata com a arma, esqueceu o rosto do seu pai.

Eu mato com o coração.

(Roland de Gilead, Torre Negra Vol. III)

Stephen King

4 Material e métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Tipo de estudo

Este estudo observacional experimental de acurácia diagnóstica *in vitro* foi realizado em acordo com as diretrizes STARD (COHEN; KOREVAAR; ALTMAN; BRUNS *et al.*, 2016). O acrônimo PIRD foi utilizado como guia no planejamento do estudo, sendo:

P (População): implantes instalados em costela bovina;

I (teste Index): tomógrafos CS 81003D, PreXion3D Elite e Orthopantomograph OP300 e softwares e-Vol DX e InVivo;

R (teste Referência): medida anatômica; prenseça/ausência de defeitos

D (Diagnóstico de interesse): acurácia na detecção e mensuração de defeitos peri-implantares do tipo deiscência.

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil sob protocolo de número MB 066/20 (**Anexo 1**).

4.2 Amostra

O Cálculo amostral foi realizado considerando-se um nível de significância de (α) de 5% e poder de 95%, ou seja, considerando 95% de chance de se rejeitar uma hipótese nula quando ela é, de fato, falsa. Para isso, foi utilizada como referência a tabela B.12 do Livro de KUTNER; NACHTSHEIM e NETER (2004). Para o cálculo utilizou-se 9 tratamentos com o $\frac{\Delta}{\delta} = 1,25$. Dessa forma, o tamanho amostral obtido foi de $bn = 30$, sendo que b é a quantidade de grupos ($b=3$), e em que n , nesse estudo, é a quantidade de costelas bovinas em cada grupo. Assim, com o objetivo de harmonizar os subgrupos e permitir uma margem de segurança, utilizou-se o tamanho amostral total de $N=36$.

Para tal, um total de 36 modelos de costelas bovinas frescas foram preparadas cortando-as em blocos de aproximadamente 2 cm de comprimento. As costelas foram provenientes de animais com peso e idade semelhante e obtidas de região anatômica similar. Anteriormente à confecção dos leitões ósseos, radiografias periapicais digitais (Kavo Focus, Biberach, Alemanha) de todos os modelos foram realizadas, sob os seguintes parâmetros (60kV, 7 mA e tempo de exposição de 0,20 segundos), para avaliar o tecido ósseo e excluir os modelos defeituosos que poderiam dificultar a avaliação posterior (VADIATI SABERI; KHOSRAVIFARD; GHANDARI; HADINEZHAD, 2019). Após a avaliação radiográfica,

todos os espécimes foram utilizados na pesquisa, devido à ausência de defeitos no interior dos blocos ósseos. Verificada a viabilidade dos espécimes, os modelos foram randomizados por ordenação aleatória no excel 365 (Microsoft office, Redmond-Washington-EUA) e divididos entre o grupo controle (C) e grupos experimentais (E) de acordo com a Figura 1. Para se chegar aos valores descritos, os GEs passaram por um processo que descreveremos abaixo.

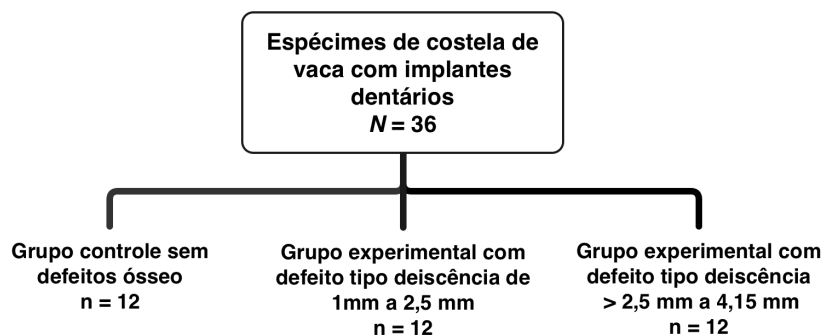


Fig. 1: Desenho esquemático da amostra da pesquisa.

4.3 Preparo dos espécimes

A preparação dos blocos ósseos seguiu com a remoção de todo tecido mole utilizando um descolador de Molt N. 09 (Quinelato, Rio Claro-SP-BR) e lâmina de bisturi N. 15 (Swann-Morton, Owlerton Green-Sheffield-UK). O preparo do leito do implante foi realizado por um único operador, com experiência na área e especialista em Implantodontia e Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial. Para esse fim, foram utilizadas fresas sequenciais (lança, $\varnothing 2$; $\varnothing 2.4/2.8$; $\varnothing 2.8/3.2$; $\varnothing 3.2/3.6$ e countersink - Conexão, Arujá, São Paulo, Brasil) sob velocidade de 800 rpm e irrigação constante com soro fisiológico a 0,9%. Finalizada a preparação, o defeito de deiscência em torno de 1 e 2 mm de profundidade foi confeccionado com movimentos pendulares por meio de uma broca carbide cirúrgica cônica N.701 (Microdont, São Paulo-SP-BR) com o objetivo de criar um defeito semilunar (ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.*, 2018) nas amostras do GE1 e GE2 (Figura 2).

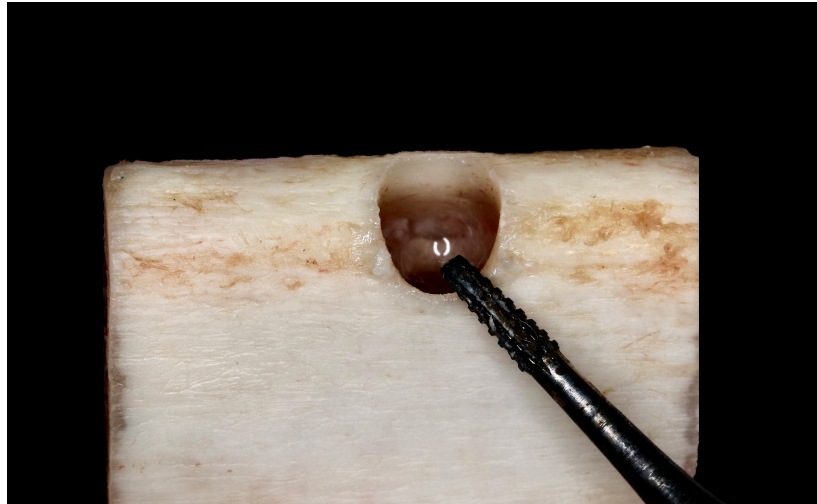


Fig. 2: Confeção do defeito em torno de 1mm e 2mm com broca cirúrgica N. 701 para os grupos experimentais.

A profundidade do defeito criado foi executada de acordo com a randomização anteriormente realizada e foi guiada por mensurações efetivadas por um compasso castroviejo (Quinelato, Rio Claro-SP-BR) conforme a Figura 3. Os demais modelos sem defeitos integraram o grupo controle.

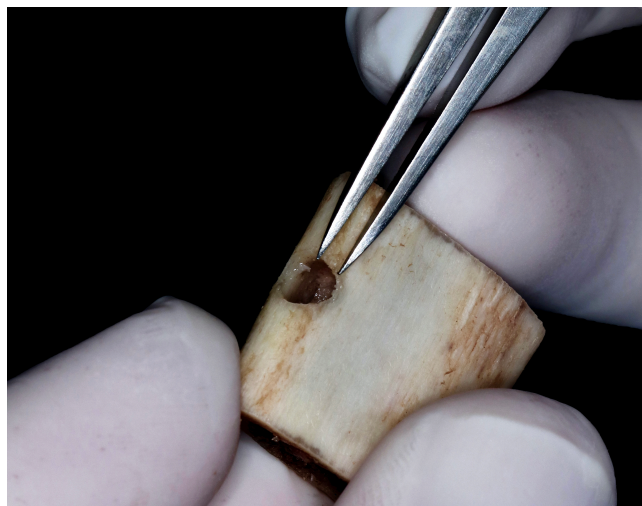


Fig. 3: Mensuração do defeito com compasso Castroviejo

Posteriormente, os defeitos foram expostos ao ácido perclórico a 70% (anidrol, Diadema-SP-BR) por um período de quatro horas, conforme descrito nos trabalhos de SCHWINDLING; HILGENFELD; WEBER; KOSINSKI *et al.* (2019) e PINHEIRO; GAIA; OLIVEIRA DE SALES; UMETSUBO *et al.* (2015), com a intenção de simular uma superfície fidedigna dos defeitos ósseos peri-implantares e induzir uma quantidade desconhecida adicional de perda

óssea. Durante a utilização do ácido, os leitos dos implantes foram selados com cera utilidade (Wilson, Cotia, São Paulo, Brasil) para restringir o ataque apenas à parede óssea vestibular, impedindo sua ação nas outras paredes ósseas.

Cada modelo recebeu um implante de Cone Morse de titânio Torq[®] 13 X 4,0 mm (Conexão, Arujá, São Paulo, Brasil) e as amostras foram divididas em três grupos que após a ação do ácido perclórico a 70% foram definidos em: 1. Grupo controle; 2. Grupo experimental com defeito de 1 a 2,5 mm e; 3. Grupo experimental com defeito acima de 2,5 mm (Figura 4). A inserção dos implantes foi realizada de maneira com que a parede vestibular na porção mais coronal da crista óssea tivesse 1 mm de espessura, a partir do leito de implante. A mensuração desta parede foi realizada por meio de um paquímetro de relógio (Digimess 0,01mm, Mooca-São Paulo-BR).

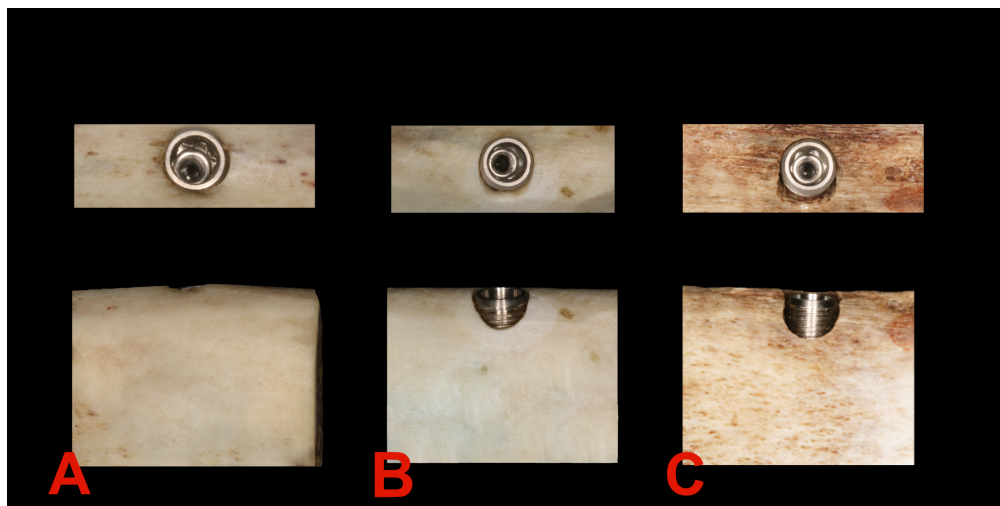


Fig. 4: A: Grupo controle; B: grupo experimental com defeito de 1 a 2,5 e C: grupo experimental com defeito acima de 2,5

Após a preparação dos defeitos e instalação dos implantes, os modelos foram escaneados (Primescan, Dentsply Sirona, York, Pensilvânia, EUA) com posterior confecção de coroa de zircônia pelo software inlab 19 (York, Pensilvânia, EUA) e fresagem no sistema CAD-CAM pela fresadora MCX5 (Dentsply Sirona, York, Pensilvânia, EUA). A utilização da coroa teve o objetivo de simular uma reabilitação protética (SCHWINDLING; HILGENFELD; WEBER; KOSINSKI *et al.*, 2019) e adicionar artefato oriundo da coroa mimetizando uma situação clínica real (Figura 5).

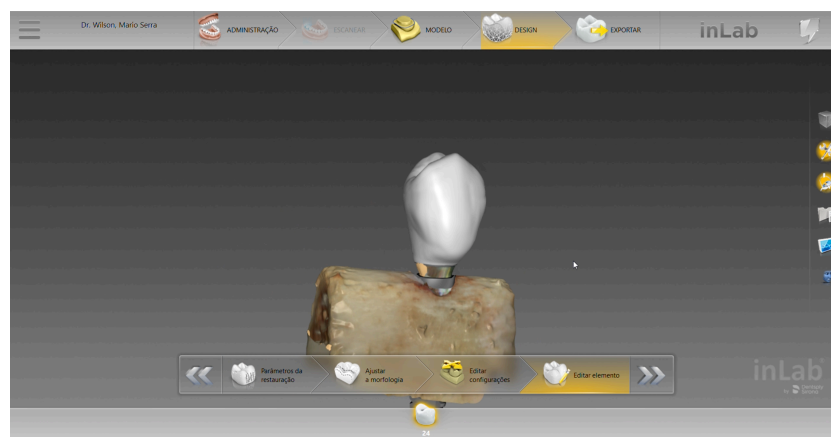


Fig. 5: Delineamento da coroa de zircônia no software inlab 19 para posterior fresagem no sistema CAD-CAM.

Com as unidades amostrais prontas, optou-se por transportá-las para os devidos centros radiológicos, condicionando-as sob refrigeração com o objetivo de minimizar a perda de umidade (GONZALEZ-MARTIN; OTEO; ORTEGA; ALANDEZ *et al.*, 2016), diminuindo assim as alterações estruturais do tecido ósseo. Todas as incidências tomográficas foram realizadas com o intervalo máximo de 24 horas.

4.4 Aquisição das imagens

Foram adquiridas três imagens tomográficas de cada modelo, conforme os parâmetros apresentados na Tabela 1 e descritos abaixo:

Tabela 1: Parâmetros técnicos da imagem para cada aparelho de TCFC

| Parâmetros | PreXion 3D | Carestream 8100 3D | Orthopantomograph OP300 |
|-------------------------------|------------|--------------------|-------------------------|
| FOV (mm) | 52 X 56 | 37 X 50 | 61 X 41 |
| Voxel (mm) | 0,1 | 0,75 | 0,133 |
| kVp | 90 | 90 | 90 |
| mA | 4 | 6.30 | 10 |
| Tipo de exposição | Contínua | Pulsada | Pulsada |
| Tempo de exposição (segundos) | 33,5 | 15 | 6.1 |

TCFC, Tomografia computadorizada de feixe cônico; FOV, *field of view*; kVp, Quilovoltagem pico; mA, Miliampereagem.

- PreXion 3D Elite (PreXion Inc., San Mateo, Califórnia, EUA) *voxel* isotrópico de 0,100 mm e campo de visão (*Field-of-view* - FOV) de 52 mm de altura por 56 mm de diâmetro, exposição de 33,5 segundos com a tensão de tubo de 90 kVp, corrente em 4 mA.
- Carestream 8100 3D (Carestream Health, Rochester, Nova York, EUA) *voxel* isotrópico de 0,75 mm e FOV de 37 mm de altura por 50 mm de diâmetro, exposição de 15 segundos com tensão de tubo em 90 kVp e 6.30 mA.
- Orthopantomograph OP300 (OP300) (Instrumentarium Dental, Tuusula-FI) *voxel* isotrópico de 0,13 mm e FOV de 61 mm de altura por 41 mm de diâmetro, exposição de 6,1 segundos com a tensão de tubo em 90 KvP e 10 mA.

As aquisições do OP300 foram realizadas no Centro de Diagnóstico por Imagem (CDI) do Curso de Odontologia da Universidade Evangélica de Goiás – UniEVANGÉLICA e as demais imagens de TCFC foram adquiridas em dois centros particulares de radiologia de Goiás: I.B.R.A. diagnóstico por imagem (Carestream) e C.I.R.O. diagnóstico odontológico por imagem (PreXion).

Para a execução das aquisições de imagens, os modelos de costelas com implantes foram inseridos no mesmo recipiente plástico, contendo aproximadamente 1 litro de água para simulação da atenuação dos raios X causada pelos tecidos moles, e fixadas com cera utilidade (Epoxyglass, São Paulo, São Paulo, Brasil) a esse recipiente (DE-AZEVEDO-VAZ; VASCONCELOS KDE; NEVES; MELO *et al.*, 2013; SANDBORG; CARLSSON; PERSLIDEN; DANCE, 1993), conforme Figura 6.

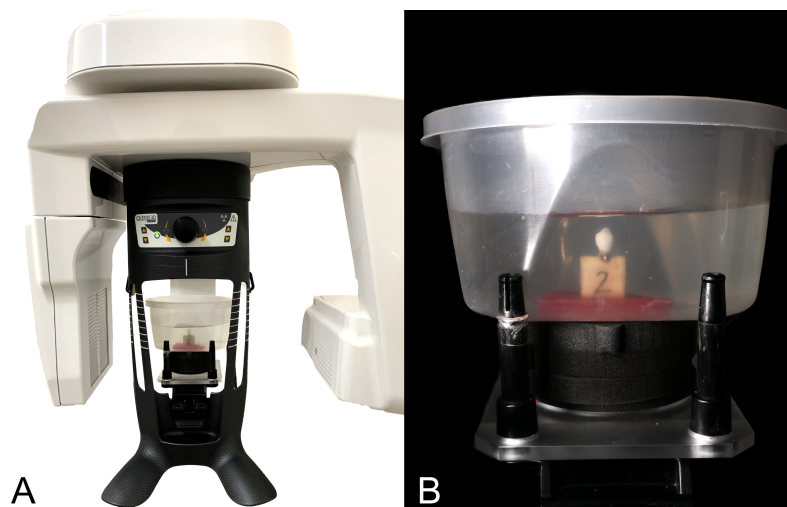


Fig. 6: A: Espécime pronto para a aquisição da imagem. B: Imersão do espécime em água dentro de um recipiente de plástico.

Após a aquisição das imagens e reconstrução volumétrica pelos tomógrafos supracitados, os arquivos em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) foram exportados para um disco rígido externo (Toshiba canvio basics 1TB, Minato-Tóquio-JAP) para posterior análise.

4.5 Análise das imagens

Um total de 216 imagens (seis para cada unidade amostral) foram analisadas por dois especialistas em radiologista com título de doutor em odontologia, experiência de pelo menos cinco anos na interpretação de imagens radiográficas e tomográficas e, previamente treinados com 10 imagens, excluídas do estudo. A análise das imagens foi realizada pelos softwares e-Vol DX (CDT Software, Bauru, São Paulo, Brasil) e InVivo 5.4 (Anatome, San Jose, Califórnia, EUA). Os examinadores tiveram a liberdade de visualizar o volume em todos os planos anatômicos pelos softwares supracitados. A avaliação foi realizada no Laboratório de Imagem 3D da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás-UFG.

Todas as imagens foram avaliadas sem identificação em ambiente silencioso, com iluminação reduzida, em momentos distintos entre os examinadores, caracterizando um estudo cego. Para tal, foi utilizado um computador com configurações adequadas para pesquisa: monitor com 28 polegadas de tela Ultra HD LED com 3840 x 2160 pixels de resolução, tempo de resposta de 16 ms, pixel pitch 0,27 mm, ângulo de visão horizontal e vertical de 178°, brilho de 300 cd/m² e contraste de 850:1, CPU com core i7 900 series compatível com processador multi-core, memória RAM de 8GB, GPU/Graphics Card ATI Radeon HD 6970, HD de 500GB e Sistema operacional Windows10 64bit OS. Aos examinadores foi permitido utilizar os recursos dos softwares de maneira dinâmica nos planos sagital, coronal e axial, deixando-os livres para navegar por todo o volume para ampliar, reduzir ou modificar brilho e contraste das imagens. Após essa etapa, que foi destinada a verificação da presença ou ausência dos defeitos peri-implantares, todas as imagens, em ambos os softwares, seguiram o mesmo protocolo de sincronização para a mensuração da medida linear realizada no plano sagital e alinhamento para correção do giro do volume. Para diminuir fadiga, as mensurações foram divididas em quatro sessões. A figura 7 apresenta a mensuração linear realizada em uma mesma unidade amostral (Figura 7).

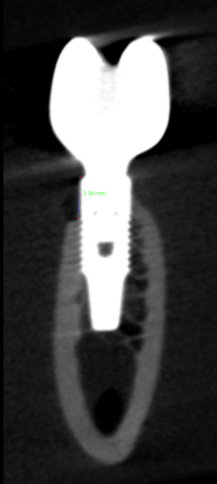
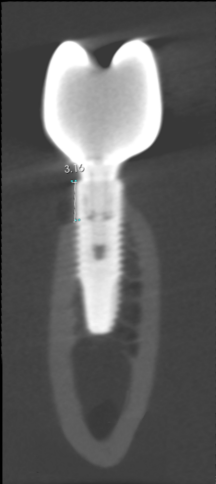
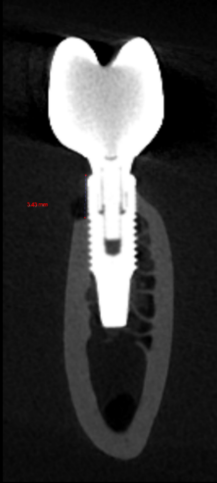
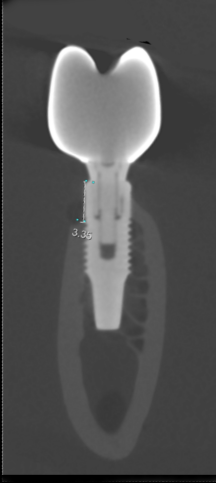


| Software Tomógrafo | InVivo | e-Vol DX |
|-----------------------|---|--|
| Carestream 8100 3D |  |  |
| Préxion 3D |  |  |
| OP300 |  |  |

Fig. 7: Imagem demonstrativa de uma mesma unidade amostral realizada nos tomógrafos Préxion 3D, Carestream 8100 3D e OP300 e processada nos softwares InVivo e e-Vol DX.

Mensuração linear no software e-Vol DX

Os arquivos DICOM oriundos de cada tomógrafo foram importados a partir do disco rígido externo (Toshiba canvio basics 1TB, Minato-Tóquio-JAP), anteriormente gravados em pasta específica de cada aparelho. As imagens foram abertas individualmente de acordo com uma numeração que fora anteriormente modificada para impossibilitar a identificação do examinador.

Com a amostra posicionada, utilizou-se a ferramenta denominada “mapa de cor”. Posteriormente as imagens foram testadas pelos filtros BAR (*Blooming Artefact Reduction*) e após discussão dos examinadores, escolheu-se o filtro BAR 1. Com o objetivo de ter um padrão semelhante para todas as amostras foi optado por mensurar as imagens sob o zoom de 5,08.

Mensuração linear no software InVivo

O mesmo protocolo de importação dos arquivos DICOM foi realizado para a mensuração no software InVivo.

Foi escolhido um parâmetro de alteração de contraste e o brilho de acordo com a acuidade visual e repetindo-o sequencialmente para todas as imagens. Foi utilizada a ferramenta de mensuração linear para medir o defeito ósseo de deiscência.

Identificação e mensuração dos defeitos

Para determinar presença do defeito por meio de uma escala de cinco pontos: 1. Definitivamente ausente; 2. Provavelmente ausente; 3. Incerteza; 4. Defeito provavelmente presente; 5. Defeito definitivamente presente. Para os valores 4 e 5, realizou-se a mensuração do defeito pela ferramenta de medida linear que foi posicionada desde a cabeça do implante até a maior profundidade do defeito. A medida foi realizada nos dois softwares e comparada com o tamanho real aferido (padrão referência). As medidas foram obtidas e registradas em planilha do software Excel 365 V.16.45 (Microsoft office, Redmond-Washington-EUA) para análise estatística.

4.6 Análise estatística

A verificação de concordância subjetiva e de mensuração intra e inter-examinadores foi realizada pela medida de ausência/presença de defeitos por meio do coeficiente Kappa (0.00-0.20, pobre; 0.21 – 0.40, razoável; 0.41-0.60, moderada; 0.61-0.80, substancial; 0.81-1.00, boa) (LANDIS; KOCH, 1977) e pela mensuração dos defeitos através do coeficiente de correlação intraclasse, tipo concordância absoluta. Para tal, 30% da amostra foi reavaliada em um intervalo

de 15 dias. Os dados foram inseridos no Jamovi versão 2.2.5 (Jamovi, Sydney, Austrália) e após verificação da calibração, procedeu-se a apreciação de toda a amostra.

Todas as demais análises foram realizadas com o software MedCalc, versão 19.0.3 (MedCalc, Mariakerke, Bélgica). O software criou e comparou a curva ROC (*receiver operating characteristic*), assim como a área sobre a curva (AUC-*Area under the ROC curve*) para cada aparelho de TCFC, e imagens adquiridas pelo InVivo e e-Vol DX.

Em relação ao tamanho do defeito ósseo, utilizou-se o coeficiente de correlação intraclasse com o objetivo de avaliar a concordância o conjunto de dados e avaliadores. Os resultados foram analisados com a referência de que valores inferiores a 0,5 são indicativos de baixa confiabilidade; valores entre 0,5 e 0,75 indicam confiabilidade moderada; valores entre 0,75 e 0,9 indicam boa confiabilidade e valores maiores que 0,90 indicam excelente confiabilidade (KOO; LI, 2016).

Os modelos estatísticos apresentaram heterogeneidade e diferenças significativas em relação a distribuição normal, ou seja, a amostra apresentou distribuição não normal, verificado pelo teste de Shapiro Wilk, implicando assim na utilização do teste de Friedman, que é reservado para comparar dados amostrais vinculados em três ou mais grupos. As comparações entre tomógrafos e softwares foram realizadas com nível de significância $\alpha=5\%$ e os resultados analisados para valores de p menores que 0,05.

“Quando o homem começa com certezas, termina com dúvidas; mas, se ele se contenta em começar com dúvidas, terminará com a certeza.”

Francis Bacon

5 Resultados

5 RESULTADOS

A reprodutibilidade da avaliação intra e interexaminadores mostrou uma concordância considerada excelente para ambos os avaliadores em 30% da amostra, de acordo com os dados apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Reprodutibilidade intra e inter-examinador

| Examinadores | Kappa | ICC |
|-----------------------------|-------|-------|
| Examinador 1 | 1.000 | 0.974 |
| Examinador 2 | 1.000 | 0.982 |
| Examinador 1 x Examinador 2 | 1.000 | 0.991 |

Kappa, coeficiente de concordância Kappa; ICC, Coeficiente de correlação interclasse

A Figura 8A demonstra a curva ROC dos três aparelhos de TCFC (Carestream 8100 3D, OP300 e PreXion 3D). A curva ROC considera o grau de segurança do avaliador frente à análise de acurácia. Neste caso, o valor abaixo da curva apresentou 100% de acurácia para o PreXion e Carestream 8100 3D e 98% para o OP300. A figura 8B, apresenta a curva ROC considerando os dois softwares (InVivo e e-Vol DX). O resultado do valor abaixo da curva também representou 100% de acurácia para o software InVivo e 99% de acurácia para o e-Vol DX.

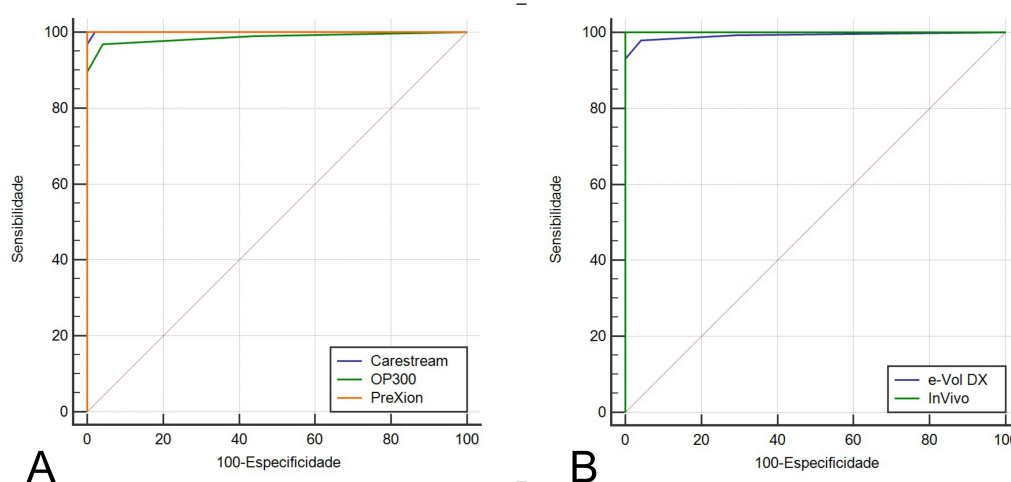


Fig 8. A: Curva ROC dos três aparelhos de TCFC (Carestream 8100 3D, OP300 e PreXion). B: Curva ROC dos dois softwares de análise de imagem (InVivo e e-Vol DX).

A Figura 9 apresenta a Curva ROC comparando os três aparelhos de TCFC (PreXion 3D e Carestream 8100 3D) com os dois softwares (InVivo e e-Vol DX) para o resultado de acurácia. Novamente, os resultados foram mostraram perfazendo 100% de acurácia para PreXion e

InVivo, PreXion e e-Vol e Carestream e InVivo, e OP300 e InVivo. O valor da área sob a curva do carestream e e-Vol DX foi de 0,999 e do OP300 com e-Vol DX de 0,969, porém sem resultado estatisticamente diferente dos demais. Os valores da área sob a curva são especificados na Tabela 3.

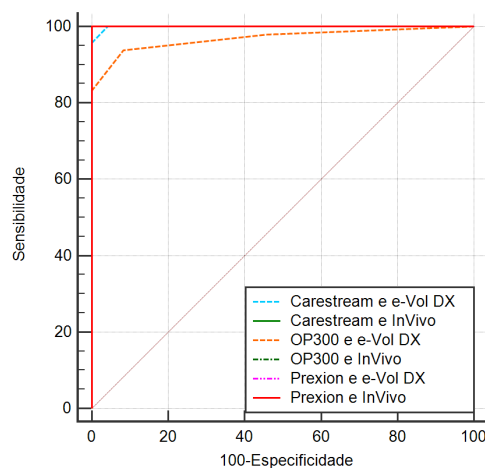


Fig 9. Curva ROC comparando tomógrafos (Carestream 8100 3D, OP300 e PreXion 3D) e softwares (InVivo e e-Vol DX). As curvas ROC do Carestream e InVivo, OP300 e e-Vol DX, OP300 e InVivo, Prexion e e-Vol DX e Prexion e InVivo estão sobrepostas.

Tabela 3: Comparação da área sob a curva de cada tomógrafo e software

| Aparelho de TCFC | AUC | | | Valor de p |
|------------------------------------|-----------------------|---------------------|--------|------------|
| | PreXion 3D | Carestream 8100 3D | OP 300 | |
| | 1.000 | 1.000 | 0.986 | |
| | Carestream & OP 300 | | | 0.1060 |
| | Carestream & PreXion | | | 0.3852 |
| | OP 300 & PreXion | | | 0.0976 |
| Software | e-Vol DX | InVivo | | |
| | 0.992 | 1.000 | | 0.1094 |
| Aparelho de TCFC e software | | | | |
| | Carestream & e-Vol Dx | Carestream & InVivo | | |
| | 0.999 | 1.000 | | 0.4126 |
| | OP 300 & e-Vol DX | OP 300 & InVivo | | |
| | 0.969 | 1.000 | | 0.0857 |
| | PreXion & e-Vol DX | PreXion & InVivo | | |
| | 1.000 | 1.000 | | 1.0000 |
| | Carestream & e-Vol DX | OP 300 & e-Vol DX | | 0.0956 |
| | Carestream & e-Vol DX | OP 300 & InVivo | | 0.4126 |

| | | |
|-----------------------|--------------------|--------|
| Carestream & e-Vol DX | PreXion & e-Vol DX | 0.4126 |
| Carestream & e-Vol DX | PreXion & InVivo | 0.4126 |
| Carestream & InVivo | OP 300 & e-Vol DX | 0.0857 |
| Carestream & InVivo | OP 300 & InVivo | 1.0000 |
| Carestream & InVivo | PreXion & e-Vol DX | 1.0000 |
| Carestream & InVivo | PreXion & InVivo | 1.0000 |
| OP 300 & e-Vol DX | PreXion & e-Vol DX | 0.0857 |
| OP 300 & e-Vol DX | PreXion & InVivo | 0.0857 |
| OP 300 & InVivo | PreXion & e-Vol DX | 1.0000 |
| OP 300 & InVivo | PreXion & InVivo | 1.0000 |

AUC, area under the receiver operating characteristic curve (área sob a curva), TCFC, tomografia computadorizada de feixe cônico. Método estatístico para comparar a curva ROC: DeLong.

Em relação a mensuração dos defeitos supracitados, a média dos valores numéricos encontrado na Tabela 4 demonstra que há diferença estatística entre os aparelhos de TCFC com o padrão referência, sendo o Carestream 8100 superior ao OP300.

Tabela 4: Comparação da média para os valores de mensuração dos defeitos peri-implantares

| Variáveis | Média | Valor de p |
|-------------------------------|-------------------------|------------|
| Padrão referência | 3.4167 ^a | |
| Carestream 8100 3D | 2.3802 ^b | <0.00001 |
| PreXion 3D | 2.2187 ^{b,c} | |
| OP300 | 1.9844 ^c | |
| Padrão referência | 2.6111 ^d | |
| e-Vol DX | 1.8542 ^e | <0.00001 |
| InVivo | 1.5347 ^f | |
| Padrão referência | 5.8333 ^g | |
| Carestream 8100 3d & e-Vol DX | 4.5000 ^h | <0.00001 |
| PreXion 3D & e-Vol DX | 3.8646 ^{h,i} | |
| OP300 & e-Vol DX | 3.7604 ^{h,i} | |
| PreXion 3D & InVivo | 3.6250 ^{i,j} | |
| Carestream 8100 3D & InVivo | 3.5937 ^{i,j,l} | |
| OP300 & InVivo | 2.8229 ^l | |

Teste estatístico Friedman. Letras diferentes demonstram diferença estatística entre os grupos.

Para a comparação entre os softwares, os resultados apresentados na Tabela 4, demonstraram que ambos divergiram significativamente, sendo que o e-Vol DX apresentou menor subestimação do que o InVivo, quando comparado com o padrão referência.

Quando comparados os aparelhos de TCFC e softwares, os resultados demonstraram que o e-Vol DX foi capaz de melhorar a performance dos três tomógrafos, diferentemente do InVivo.

O valor do coeficiente de correlação intraclasse foi de 0,6127 para o Grupo experimental de defeitos menores (1,0 a 2,5 mm), demonstrando uma concordância muito boa entre os avaliadores, em relação ao padrão referência. Em relação ao grupo experimental dos defeitos maiores que 2,5 mm, os examinadores apresentaram uma concordância excelente, já que o valor alcançado foi de 0,8256.

“As convicções são mais inimigas da verdade que as mentiras.”

Nietzsche

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Os resultados demonstraram que não há diferença na acurácia na detecção de defeitos peri-implantares do tipo deiscência quando se utilizam os aparelhos de TCFC e softwares investigados nesta pesquisa. No entanto, quando se comparou a mensuração linear desses defeitos, o software e-Vol DX apresentou superioridade estatisticamente significativa quando comparado ao InVivo. É importante ressaltar, entretanto, que ambas as análises subestimaram o tamanho do defeito real.

O uso de radiografias periapicais para mensuração dos defeitos peri-implantares é indicado por inúmeros consensos de entidades odontológicas (BERGLUNDH; ARMITAGE; ARAUJO; AVILA-ORTIZ *et al.*, 2018; LINDHE; MEYLE; GROUP, 2008; SANZ; CHAPPLE, 2012). No entanto, a sua utilização limita-se a dois planos, dificultando a mensuração dos defeitos ósseos peri-implantares que ocorrem nas paredes vestibulares e linguais. A técnica radiográfica periapical de paralelismo demonstrou 90% de falso resultado devido a sobreposição das estruturas para a presença de defeito de deiscência (VADIATI SABERI; KHOSRAVIFARD; GHANDARI; HADINEZHAD, 2019). Para o defeito de fenestração, o estudo de (ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.*, 2018) apresentou o valor de 0 para sensibilidade da radiografia periapical, não conseguindo assim, diagnosticar os defeitos vestibulares. Se considerarmos que o defeito do tipo deiscência possui a segunda maior prevalência entre os defeitos peri-implantares (MONJE; PONS; INSUA; NART *et al.*, 2019) conjectura-se que esse tipo de defeito pode ser mal diagnosticado em situações clínicas, mesmo sob a realização de radiografias periapicais (ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.*, 2018). Além disso, SERINO; TURRI e LANG (2013) observaram que 34% dos defeitos não exibiam perda óssea circunferencial, mas reabsorção em toda área bucal. Esses dados são relevantes, pois demonstram que a solicitação de exames tridimensionais, principalmente para visualização de defeitos vestibulares em área estética, deve fazer parte do arsenal do Cirurgião Dentista, diminuindo assim a falha no diagnóstico de defeitos ósseos e, conseqüentemente na sua terapêutica.

É notória a discrepância encontrada na literatura frente aos valores de acurácia da TCFC na avaliação de defeitos de deiscência. Conforme os resultados desta pesquisa, alguns trabalhos trazem valores perfeitos (SONG; SHUJAAT; DE FARIA VASCONCELOS; HUANG *et al.*, 2021; VADIATI SABERI; KHOSRAVIFARD; GHANDARI; HADINEZHAD, 2019), moderados (DE-AZEVEDO-VAZ; VASCONCELOS KDE; NEVES; MELO *et al.*, 2013; PELEKOS; TSE; HO; TONETTI, 2019), baixos (GONZALEZ-MARTIN; OTEO; ORTEGA;

ALANDEZ *et al.*, 2016) e variados (ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.*, 2018). Frente a essa gama de resultados, há de se procurar hipóteses que possam explicar essa variação.

A revisão sistemática de PELEKOS; ACHARYA; TONETTI; BORNSTEIN (2018) apresenta valores de especificidade e sensibilidade abaixo dos encontrados nesta pesquisa. No entanto, alguns trabalhos que contribuem para esse resultado deparam com a utilização de *Voxel* de 0,2 mm, diferente do empregado neste estudo.

GONZALEZ-MARTIN; OTEO; ORTEGA; ALANDEZ *et al.* (2016) demonstraram que a probabilidade de identificar o tecido ósseo nos defeitos é diretamente proporcional a espessura da parede vestibular. Assim, nos sítios com a espessura de 0,5 mm, a probabilidade de identificação foi inferior a 20%, enquanto que para a espessura de 2,75 mm, a parede foi identificada em 100% dos casos. Destarte, podemos conjecturar que nos estudos que provê perfeita acurácia (SONG; SHUJAAT; DE FARIA VASCONCELOS; HUANG *et al.*, 2021; VADIATI SABERI; KHOSRAVIFARD; GHANDARI; HADINEZHAD, 2019), a espessura da parede vestibular seria maior, já que a metodologia destes trabalhos não relata apresenta essa informação. No entanto, essa particularidade metodológica não deve ser visualizada como a única justificativa, pois o nosso trabalho trouxe a área sob a curva de 1.00 com uma distância de 1 mm da parte mais coronal da crista óssea até o implante.

Assim, outro fator que pode ser considerado para aumentar a acurácia é a possibilidade de os examinadores observarem toda o volume da imagem. Alguns trabalhos não permitem a análise dinâmica da imagem (DAVE; DAVIES; WILSON; PALMER, 2013) o que pode justificar um resultado menos expressivo, quando comparado com trabalhos que permitem essa visualização entre os planos e cortes tomográficos (VADIATI SABERI; KHOSRAVIFARD; GHANDARI; HADINEZHAD, 2019). No nosso trabalho, os examinadores, verificaram primeiro a presença/ausência de defeito pela escala de cinco pontos, por meio da análise dinâmica do volume e somente após, era escolhido uma imagem para a mensuração da profundidade do defeito.

O FOV escolhido no presente estudo foi o menor FOV possível de cada aparelho. Apesar de PAUWELS; STAMATAKIS; BOSMANS; BOGAERTS *et al.* (2013) demonstrarem que um valor maior de FOV possui melhor desempenho frente aos artefatos, não há justificativa clínica. Além disso, KAMBUROGLU; MURAT; KILIC; YUKSEL *et al.* (2014) concluíram não haver diferença na sensibilidade e especificidade variando o tamanho do FOV para detecção de defeitos peri-implantares.

O alto valor de concordância visualizado no Kappa intra e interexaminadores (1,000) demonstra um bom treinamento ocorrido previamente ao estudo, resultados semelhantes foram encontrados em trabalhos publicados (DE-AZEVEDO-VAZ; VASCONCELOS KDE; NEVES; MELO *et al.*, 2013); ESKANDARLOO; SAATI; ARDAKANI; JAMALPOUR *et al.* (2018); (SONG; SHUJAAT; DE FARIA VASCONCELOS; HUANG *et al.*, 2021).

Frente às mensurações realizadas pelos softwares, o e-Vol DX apresentou melhores resultados quando comparado com o InVivo, demonstrando que a sua utilização poderia melhorar a avaliação da medida linear. Entretanto, os dois softwares demonstraram resultados diferentes do padrão referência e subestimaram o defeito ósseo do tipo deiscência. Essa subestimação na mensuração do defeito quando se utiliza a TCFC foi reportada pelos trabalhos de (GONZALEZ-MARTIN; OTEO; ORTEGA; ALANDEZ *et al.*, 2016; PELEKOS; ACHARYA; TONETTI; BORNSTEIN, 2018).

Vale ressaltar que radiografia periapical continua sendo indicada na avaliação pós-operatória em Implantodontia, na ausência de sinais e sintomas clínicos (TYNDALL; PRICE; TETRADIS; GANZ *et al.*, 2012), especialmente para obedecer a critérios de uso racional de radiação ionizante. Entretanto, quando há suspeita de defeitos tipo deiscência ou fenestração, ou defeitos nas paredes vestibulares ou lingual/palatina, a TCFC está indicada, concordando com as orientações de órgãos governamentais como o consórcio SEDENTEXCT (2012) que orienta que a TCFC não seja utilizada como rotina na avaliação periodontal, mas recomendada na avaliação de defeitos intraósseos e lesões de furca. A esta diretriz poderíamos acrescentar a indicação na suspeita de defeitos tipo deiscência. Lembrando que, ao se optar por TCFC, devem ser observados os critérios de redução de dose, como parâmetros técnicos e menor FOV (BORNSTEIN; SCARFE; VAUGHN; JACOBS, 2014; KIM; LEE; CHOI; HA *et al.*, 2020). O trabalho de KAMBUROGLU; MURAT; KILIC; YUKSEL *et al.* (2014) avaliou o volume do defeito peri-implantar do tipo deiscência e apresentou alta correlação com as medidas físicas reais.

A limitação deste trabalho pode ser correlacionada a sua metodologia; o estudo *in vitro* não permite simular condições reais fidedignamente. Assim, o uso de modelos é compreensível sob o escopo de resguardar indivíduos a doses desnecessárias de radiação. Sendo assim, é necessário que o estudo possa buscar padrões de realidade, conforme o executado na fabricação de defeitos com brocas associado com posterior ácido perclórico a 70%, visando mimetizar os padrões de perda óssea peri-implantar (PINHEIRO; GAIA; OLIVEIRA DE SALES; UMETSUBO *et al.*, 2015), diferente da indução mecânica que gera defeitos resultando em bordas regulares, diferenciando da apresentação clínica da peri-implantite.

Ainda, perseguindo esse objetivo, foi instalada uma coroa de zircônia sobre o implante para gerar mais artefatos e adicioná-los na imagem. Apesar de a coroa ser utilizada pela primeira vez no trabalho de SCHWINDLING; HILGENFELD; WEBER; KOSINSKI *et al.* (2019), o seu uso foi restrito a defeitos circunferenciais. Nenhum outro autor, pelo nosso conhecimento, avaliou defeito peri-implantar do tipo deiscência em modelos *in vitro* com coroas de zircônia.

Novas pesquisas deverão ser empregadas com a necessidade de verificar os melhores parâmetros com o intuito de melhorar a mensuração linear do defeito ósseo contíguos aos implantes osseointegrados.

*“Eu sei que o meu trabalho é uma gota no oceano, mas
sem ele o oceano seria menor.”*

Madre Teresa de Calcutá

7 Conclusão

7 CONCLUSÃO

Com as limitações deste estudo *in vitro*, essa investigação demonstrou que os tomógrafos PreXion 3D, Carestream 8100 3D e OP300 e softwares InVivo e e-Vol DX demonstraram boa acurácia para a detecção de defeitos peri-implantares do tipo deiscência. Em relação à mensuração do defeito peri-implantar, o software e-Vol DX apresentou superioridade, quando comparado com o software InVivo. Entretanto, os dois softwares subestimaram o tamanho real do defeito.

“A dúvida é o princípio da sabedoria.”

Aristóteles

8 Referências

8 REFERÊNCIAS

- BENIC, G. I.; SANCHO-PUCHADES, M.; JUNG, R. E.; DEYHLE, H. *et al.* In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. **Clin Oral Implants Res**, 24, n. 4, p. 378-383, Apr 2013.
- BERGLUNDH, T.; ARMITAGE, G.; ARAUJO, M. G.; AVILA-ORTIZ, G. *et al.* Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. **J Periodontol**, 89 Suppl 1, p. S313-S318, Jun 2018.
- BOHNER, L. O. L.; MUKAI, E.; ODERICH, E.; PORPORATTI, A. L. *et al.* Comparative analysis of imaging techniques for diagnostic accuracy of peri-implant bone defects: a meta-analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, 124, n. 4, p. 432-440 e435, Oct 2017.
- BORNSTEIN, M. M.; SCARFE, W. C.; VAUGHN, V. M.; JACOBS, R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 29 Suppl, p. 55-77, 2014.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B. C.; DIOGENES, A. Development of a New Cone-Beam Computed Tomography Software for Endodontic Diagnosis. **Braz Dent J**, 29, n. 6, p. 517-529, Nov-Dec 2018.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C. R. A.; GRANJEIRO, J. M.; SOUSA-NETO, M. D. *et al.* Method to Determine the Root Canal Anatomic Dimension by using a New Cone-Beam Computed Tomography Software. **Braz Dent J**, 30, n. 1, p. 3-11, Jan-Feb 2019.
- CATON, J. G.; ARMITAGE, G.; BERGLUNDH, T.; CHAPPLE, I. L. C. *et al.* A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. **J Periodontol**, 89 Suppl 1, p. S1-S8, Jun 2018.
- COHEN, J. F.; KOREVAAR, D. A.; ALTMAN, D. G.; BRUNS, D. E. *et al.* STARD 2015 guidelines for reporting diagnostic accuracy studies: explanation and elaboration. **BMJ Open**, 6, n. 11, p. e012799, Nov 14 2016.
- CREMONINI, C. C.; DUMAS, M.; PANNUTI, C. M.; NETO, J. B. *et al.* Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artefacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. **Int J Oral Maxillofac Surg**, 40, n. 8, p. 845-850, Aug 2011.
- DAVE, M.; DAVIES, J.; WILSON, R.; PALMER, R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. **Clin Oral Implants Res**, 24, n. 6, p. 671-678, Jun 2013.
- DE-AZEVEDO-VAZ, S. L.; PEYNEAU, P. D.; RAMIREZ-SOTELO, L. R.; VASCONCELOS KDE, F. *et al.* 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, n. 5, p. 550-556, May 2016.

DE-AZEVEDO-VAZ, S. L.; VASCONCELOS KDE, F.; NEVES, F. S.; MELO, S. L. *et al.* Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest P sizes of a cone-beam computed tomography device. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, 115, n. 1, p. 121-127, Jan 2013.

DERKS, J.; TOMASI, C. Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology. **J Clin Periodontol**, 42 Suppl 16, p. S158-171, Apr 2015.

ELSEVIER INC. (PHILADELPHIA PENNSYLVANIA). **Dorland's illustrated medical dictionary**. 33. ed. Philadelphia: Elsevier, Inc., 2019. pages cm p. 9781455756438.

ESKANDARLOO, A.; SAATI, S.; ARDAKANI, M. P.; JAMALPOUR, M. *et al.* Diagnostic Accuracy of Three Cone Beam Computed Tomography Systems and Periapical Radiography for Detection of Fenestration Around Dental Implants. **Contemp Clin Dent**, 9, n. 3, p. 376-381, Jul-Sep 2018.

ESTRELA, C.; COUTO, G. S.; BUENO, M. R.; BUENO, K. G. *et al.* Apical Foramen Position in Relation to Proximal Root Surfaces of Human Permanent Teeth Determined by Using a New Cone-beam Computed Tomographic Software. **J Endod**, 44, n. 11, p. 1741-1748, Nov 2018.

FIENITZ, T.; SCHWARZ, F.; RITTER, L.; DREISEIDLER, T. *et al.* Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. **Clin Oral Implants Res**, 23, n. 7, p. 882-887, Jul 2012.

GONZALEZ-MARTIN, O.; OTEO, C.; ORTEGA, R.; ALANDEZ, J. *et al.* Evaluation of peri-implant buccal bone by computed tomography: an experimental study. **Clin Oral Implants Res**, 27, n. 8, p. 950-955, Aug 2016.

HEITZ-MAYFIELD, L. J.; AABOE, M.; ARAUJO, M.; CARRION, J. B. *et al.* Group 4 ITI Consensus Report: Risks and biologic complications associated with implant dentistry. **Clin Oral Implants Res**, 29 Suppl 16, p. 351-358, Oct 2018.

HILGENFELD, T.; JUERCHOTT, A.; DEISENHOFER, U. K.; KRISAM, J. *et al.* Accuracy of cone-beam computed tomography, dental magnetic resonance imaging, and intraoral radiography for detecting peri-implant bone defects at single zirconia implants-An in vitro study. **Clin Oral Implants Res**, 29, n. 9, p. 922-930, Sep 2018.

JACOBS, R.; VRANCKX, M.; VANDERSTUYFT, T.; QUIRYNEN, M. *et al.* CBCT vs other imaging modalities to assess peri-implant bone and diagnose complications: a systematic review. **Eur J Oral Implantol**, 11 Suppl 1, p. 77-92, 2018.

KAMBUROGLU, K.; MURAT, S.; KILIC, C.; YUKSEL, S. *et al.* Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. **Dentomaxillofac Radiol**, 43, n. 4, p. 20130332, 2014.

KIM, J. H.; ARITA, E. S.; PINHEIRO, L. R.; YOSHIMOTO, M. *et al.* Computed Tomographic Artifacts in Maxillofacial Surgery. **J Craniofac Surg**, 29, n. 1, p. e78-e80, Jan 2018.

KIM, M. J.; LEE, S. S.; CHOI, M.; HA, E. J. *et al.* Development of an evidence-based clinical imaging diagnostic guideline for implant planning: Joint recommendations of the Korean

Academy of Oral and Maxillofacial Radiology and National Evidence-based Healthcare Collaborating Agency. **Imaging Sci Dent**, 50, n. 1, p. 45-52, Mar 2020.

KOO, T. K.; LI, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **J Chiropr Med**, 15, n. 2, p. 155-163, Jun 2016.

KUTNER, M. H.; NACHTSHEIM, C. J.; NETER, J. **Applied Linear Statistical Models** 5a ed. 2004. 0072386886.

LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, 33, n. 1, p. 159-174, Mar 1977.

LANG, N. P.; BERGLUNDH, T.; WORKING GROUP 4 OF SEVENTH EUROPEAN WORKSHOP ON, P. Periimplant diseases: where are we now?--Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. **J Clin Periodontol**, 38 Suppl 11, p. 178-181, Mar 2011.

LANG, N. P.; KARRING, T.; PERIODONTOLOGY, B. S. O. **Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology, Charter House at Ittingen, Thurgau, Switzerland, February 1-4, 1993**. Quintessence, 1994. 9781850970354.

LEVIGNAC, J. [Periimplantation osteolysis- periimplantosis - periimplantitis]. **Rev Fr Odontostomatol**, 12, n. 8, p. 1251-1260, Oct 1965.

LINDHE, J.; MEYLE, J.; GROUP, D. O. E. W. O. P. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. **J Clin Periodontol**, 35, n. 8 Suppl, p. 282-285, Sep 2008.

MADI, M.; HTET, M.; ZAKARIA, O.; ALAGL, A. *et al*. Re-osseointegration of Dental Implants After Periimplantitis Treatments: A Systematic Review. **Implant Dent**, 27, n. 1, p. 101-110, Feb 2018.

MOMBELLI, A.; VAN OOSTEN, M. A.; SCHURCH, E., JR.; LAND, N. P. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. **Oral Microbiol Immunol**, 2, n. 4, p. 145-151, Dec 1987.

MONJE, A.; PONS, R.; INSUA, A.; NART, J. *et al*. Morphology and severity of peri-implantitis bone defects. **Clin Implant Dent Relat Res**, 21, n. 4, p. 635-643, Aug 2019.

PAUWELS, R.; ARAKI, K.; SIEWERDSEN, J. H.; THONGVIGITMANEE, S. S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. **Dentomaxillofac Radiol**, 44, n. 1, p. 20140224, 2015.

PAUWELS, R.; STAMATAKIS, H.; BOSMANS, H.; BOGAERTS, R. *et al*. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. **Clin Oral Implants Res**, 24 Suppl A100, p. 94-99, Aug 2013.

PELEKOS, G.; ACHARYA, A.; TONETTI, M. S.; BORNSTEIN, M. M. Diagnostic performance of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone loss: A systematic review. **Clin Oral Implants Res**, 29, n. 5, p. 443-464, May 2018.

PELEKOS, G.; TSE, J. M. N.; HO, D.; TONETTI, M. S. Defect morphology, bone thickness, exposure settings and examiner experience affect the diagnostic accuracy of standardized digital periapical radiographic images but not of cone beam computed tomography in the detection of peri-implant osseous defects: An in vitro study. **J Clin Periodontol**, 46, n. 12, p. 1294-1302, Dec 2019.

PINHEIRO, L. R.; GAIA, B. F.; OLIVEIRA DE SALES, M. A.; UMETSUBO, O. S. *et al.* Effect of field of view in the detection of chemically created peri-implant bone defects in bovine ribs using cone beam computed tomography: an in vitro study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, 120, n. 1, p. 69-77, Jul 2015.

RAKIC, M.; GALINDO-MORENO, P.; MONJE, A.; RADOVANOVIC, S. *et al.* How frequent does peri-implantitis occur? A systematic review and meta-analysis. **Clin Oral Investig**, 22, n. 4, p. 1805-1816, May 2018.

ROCCUZZO, M.; LAYTON, D. M.; ROCCUZZO, A.; HEITZ-MAYFIELD, L. J. Clinical outcomes of peri-implantitis treatment and supportive care: A systematic review. **Clin Oral Implants Res**, 29 Suppl 16, p. 331-350, Oct 2018.

SANCHO-PUCHADES, M.; HAMMERLE, C. H.; BENIC, G. I. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. **Clin Oral Implants Res**, 26, n. 10, p. 1222-1228, Oct 2015.

SANDBORG, M.; CARLSSON, G. A.; PERSLIDEN, J.; DANCE, D. R. Comparison of Different Materials for Test Phantoms in Diagnostic Radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, 49, n. 1-3, p. 345-347, 1993.

SANZ, M.; CHAPPLE, I. L.; WORKING GROUP 4 OF THE, V. E. W. O. P. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. **J Clin Periodontol**, 39 Suppl 12, p. 202-206, Feb 2012.

SCHULZE, R.; HEIL, U.; GROSS, D.; BRUELLMANN, D. D. *et al.* Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol**, 40, n. 5, p. 265-273, Jul 2011.

SCHULZE, R. K.; BERNDT, D.; D'HOEDT, B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. **Clin Oral Implants Res**, 21, n. 1, p. 100-107, Jan 2010.

SCHWARZ, F.; DERKS, J.; MONJE, A.; WANG, H. L. Peri-implantitis. **J Periodontol**, 89 Suppl 1, p. S267-S290, Jun 2018.

SCHWARZ, F.; HERTEN, M.; SAGER, M.; BIELING, K. *et al.* Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. **Clin Oral Implants Res**, 18, n. 2, p. 161-170, Apr 2007.

SCHWARZ, F.; SAHM, N.; BECKER, J. Impact of the outcome of guided bone regeneration in dehiscence-type defects on the long-term stability of peri-implant health: clinical observations at 4 years. **Clin Oral Implants Res**, 23, n. 2, p. 191-196, Feb 2012.

SCHWINDLING, F. S.; HILGENFELD, T.; WEBER, D.; KOSINSKI, M. A. *et al.* In vitro diagnostic accuracy of low-dose CBCT for evaluation of peri-implant bone lesions. **Clin Oral Implants Res**, Sep 10 2019.

SEDENTEXCT. **Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence-based guidelines.** <https://www.sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology.htm>, 2012. Acesso em: 14/02/2022.

SERINO, G.; TURRI, A.; LANG, N. P. Probing at implants with peri-implantitis and its relation to clinical peri-implant bone loss. **Clin Oral Implants Res**, 24, n. 1, p. 91-95, Jan 2013.

SMEETS, R.; HENNINGSEN, A.; JUNG, O.; HEILAND, M. *et al.* Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis--a review. **Head Face Med**, 10, p. 34, Sep 3 2014.

SONG, D.; SHUJAAT, S.; DE FARIA VASCONCELOS, K.; HUANG, Y. *et al.* Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects. **BMC Med Imaging**, 21, n. 1, p. 23, Feb 10 2021.

STEIGER-RONAY, V.; KRČMARIC, Z.; SCHMIDLIN, P. R.; SAHRMANN, P. *et al.* Assessment of peri-implant defects at titanium and zirconium dioxide implants by means of periapical radiographs and cone beam computed tomography: An in-vitro examination. **Clinical Oral Implants Research**, 29, n. 12, p. 1195-1201, 2018.

TYNDALL, D. A.; PRICE, J. B.; TETRADIS, S.; GANZ, S. D. *et al.* Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, 113, n. 6, p. 817-826, Jun 2012.

VADIATI SABERI, B.; KHOSRAVIFARD, N.; GHANDARI, F.; HADINEZHAD, A. Detection of peri-implant bone defects using cone-beam computed tomography and digital periapical radiography with parallel and oblique projection. **Imaging Sci Dent**, 49, n. 4, p. 265-272, Dec 2019.

YEN, C. Y.; KUO, P. J.; LIN, C. Y.; NIE-SHIUH CHANG, N. *et al.* Accuracy of cone beam computed tomography in measuring thicknesses of hard-tissue-mimicking material adjacent to different implant thread surfaces. **J Dent Sci**, 14, n. 2, p. 119-125, Jun 2019.

ZITZMANN, N. U.; BERGLUNDH, T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. **J Clin Periodontol**, 35, n. 8 Suppl, p. 286-291, Sep 2008.

9 ANEXO I – APROVAÇÃO CEUA



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E INOVAÇÃO
COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS/CEUA



CERTIFICADO

Certificamos que o uso de material biológico de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica (ou ensino) registrado sob protocolo nº **MB 066/20**, sob a responsabilidade de **Maria Alves Garcia Santos Silva** encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA) e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) da Universidade Federal de Goiás (UFG), em reunião de **14/09/2020**. Informamos que para esse tipo de autorização não há necessidade de entrega de relatório final.

- Finalidade: () Ensino (x) Pesquisa Científica
- Tipo de material biológico: Costelas bovinas de abatedouro frigorífico
- Espécie do material biológico: bovinos
- Origem do material biológico: Frigorífico Frigoias

Informamos que de acordo com a Diretriz Brasileira para o Cuidado e a Utilização de Animais em Atividades de Ensino ou de Pesquisa Científica (DBCA) vigente é responsabilidade do Pesquisador Responsável pela atividade manter documentação que evidencie a origem do material de forma inequívoca. Essa evidência pode ser dada por meio de nota fiscal de compra, recibo, fotografias ou documentos oficiais dos serviços de vigilância, dentre outros aplicáveis quando o material não for oriundo de uma atividade de ensino ou de pesquisa científica. Quando o material for obtido de animais incluídos em uma atividade de ensino ou de pesquisa científica manter o certificado de autorização pela CEUA pertinente. A responsabilidade no caso de eventual violação de normas ou de princípios éticos para a obtenção dos materiais biológicos é do responsável pela atividade, compartilhada por sua equipe, nunca da CEUA institucional.



Dra. Marjina Pacheco Miguel
Coordenadora da CEUA/PRPI/UFG

Comissão de Ética no Uso de Animais/CEUA
Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação/PRPI-UFG, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2, 1º andar, Prédio da Agência de Inovação, Parque Tecnológico, sala da CEUA, Campus Samambaia – Goiânia-GO, Fone: (55-62) 3521-1876.
Email: ceua.ufg@gmail.com