

**Marcelo de Azevedo Rios**



**Validade e confiabilidade da  
caracterização de defeitos ósseos  
periodontais e peri-implantares por  
tomografia computadorizada de feixe  
cônico em diferentes protocolos de  
aquisição**

Salvador  
2014

**MARCELO DE AZEVEDO RIOS**

**Validade e confiabilidade da caracterização de defeitos ósseos  
periodontais e peri-implantares por tomografia computadorizada de feixe  
cônico em diferentes protocolos de aquisição**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação  
Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas do  
Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal  
da Bahia, como requisito para obtenção do grau de  
Doutor em Distúrbios dos Órgãos e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Salvador  
2014

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Universitária de  
Saúde, SIBI - UFBA.

R586 Rios, Marcelo de Azevedo

Validade e confiabilidade da caracterização de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares por tomografia computadorizada de feixe cônico em diferentes protocolos de aquisição/ Marcelo de Azevedo Rios – Salvador, 2014.

101 f.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Tese (Doutorado) – Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciências da Saúde, 2014.

1. Periodontia. 2. Tomografia. 3. Periodontite. 4. Implante.  
I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Federal da Bahia. III. Título.

CDU 616.314.17-002

UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE



ATA DA SESSÃO PÚBLICA DO COLEGIADO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
PROCESSOS INTERATIVOS DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS

Aos vinte e oito dias do mês de novembro de dois mil e catorze, reuniu-se em sessão pública o Colegiado do Programa de Pós-Graduação Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas com a finalidade de apreciar a **Defesa Pública da Tese** do Doutorando **Marcelo de Azevedo Rios**, através da Comissão Julgadora composta pelos **Professores Paulo Sérgio Flores Campos, Roberto Paulo Correia de Araújo, Elisângela de Jesus Campos, Adriano Monteiro D'Almeida Monteiro e Luciana Cardoso Fonseca**. O título da Tese apresentada **Validade e confiabilidade de diferentes protocolos para identificação e descrição de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares por tomografia computadorizada de feixe cônico: avaliação *in vitro***. Ao final dos trabalhos, os membros da mencionada Comissão Examinadora emitiram os seguintes pareceres:

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos APROVADO  
Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo Aprovado  
Profa. Dra. Elisângela de Jesus Campos Aprovado  
Prof. Dr. Adriano Monteiro D'Almeida Monteiro Aprovado  
Profa. Dra. Luciana Cardoso Fonseca Aprovado

Franqueada a palavra, como não houve quem desejasse fazer uso da mesma lavrou-se a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada por todos.

Salvador, 28 de novembro de 2014

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos Paulo Sérgio Flores Campos  
Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo Roberto Paulo Correia de Araújo  
Profa. Dra. Elisângela de Jesus Campos Elisângela Campos  
Prof. Dr. Adriano Monteiro D'Almeida Monteiro Adriano Monteiro D'Almeida Monteiro  
Profa. Dra. Luciana Cardoso Fonseca Luciana Cardoso Fonseca

## **DEDICATÓRIA**

Aos meus pais, Hélio e Edelzuita, a minha avó Isabel e a minha tia Dilza pela minha educação e pela formação de meu caráter.

A minha família, por existirem e darem sentido a minha própria existência.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por todo de mais maravilhoso que já vivi e por todas as vicissitudes necessárias a minha evolução espiritual.

Aos meus pais, Hélio e Edelzuita, pela oportunidade de tê-los como genitores e saber a felicidade que é ser deles.

A minha avó Isabel e a minha tia Dilza, pelos conselhos que muito me guiaram nas minhas mais conturbadas decisões.

Aos meus irmãos, Marcele, Marlus e Marcos por serem minha melhor referência na vida.

A Isabela e Gabriel, meus filhos, que me permitem sentir a verdadeira noção do que é amor e serem o melhor de mim encarnado em outrem.

A Jacqueline, minha esposa, pela abnegação, amor e apoio irrestrito a tudo que faço e ao que sou hoje.

Aos meus sogros, Rosângela e Paulo, pelo cuidado dispensado, sem qualquer relutância, a minha família, e pela referência que são para a vida de muita gente, inclusive a minha.

A Nara, Semi e Gustavo, por cuidarem com amor de meus irmãos, com todo carinho que eu gostaria que eles sempre recebessem.

A Marina, Isadora e Maria Luiza, minhas sobrinhas, por momentos intermináveis de alegria que me proporcionam.

À família Gurjão, por todos os momentos fantásticos que já proporcionaram a mim e a minha família.

A Emerson, Claudio, Paulo Ney e todos meus colegas e funcionários da Villas Dental Clinic, por tudo que me ensinaram, pelo acolhimento em sua clínica e por moldarem o profissional que sou hoje.

A Juliana Gonzalez e Cinthia Simões, pela inestimável participação nesse trabalho e pela disponibilidade irrestrita em ajudar-me na sua construção.

A meu amigo-irmão, Adriano Monteiro, por todos esses anos de parceria e cuidados incontestáveis a mim e a minha família.

Aos meus alunos e ex-alunos, por serem os motivadores de meu aprimoramento docente e permitirem que alcance mais um nível.

Ao Prof. Dr. Paulo Flores pela orientação neste trabalho, e por ter chamado minha atenção no momento certo, permitindo que chegasse até aqui.

À Profa. Dra. Ieda Crusoé pela disponibilidade, atenção e apoio em todas as demandas que a requisitei ao longo deste trabalho.

Aos meus colegas do Mestrado e Doutorado do PIOS pelos anos de convivência simplesmente perfeitos.

Ao Programa de Pós-graduação de Processos Interativos dos Órgãos e Sistema pelo apoio, infra-estrutura e competência com os quais conduzem nossa formação, na figura de seu Coordenador, Prof. Dr. Roberto Paulo Correa de Araújo.

À UEFS e à UNIME, pela oportunidade de exercer a docência, profissão que tanto amo, e realizar esse doutorado.

Aos meus colegas, professores, da Clínica Integrada da UEFS e da UNIME pela paciência, auxílio e companheirismo nessa construção.

Enfim, a todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente para que eu cumprisse mais essa etapa de minha carreira.

RIOS, Marcelo de Azevedo. Validade e confiabilidade da caracterização de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares por tomografia computadorizada de feixe cônico em diferentes protocolos de aquisição. 101 fl. 2014. Tese (doutorado). Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2014.

## RESUMO

**Objetivo:** estabelecer a confiabilidade e a validade de medidas realizadas através de tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC) em defeitos ósseos periodontais e peri-implantares, *in vitro*, em diferentes protocolos de aquisição, bem como para a classificação de defeitos periodontais e peri-implantares. **Metodologia:** foram confeccionados defeitos de 1, 2 e 3 paredes em mandíbulas humanas com dentes e com dois tipos de implantes (hexágono externo e *cone morse*). Cada peça anatômica foi tomografada no equipamento KODAK 9000 3D, com variação no voxel (0,0076, 0,2 e 0,4) e na mA (2, 4 e 8 mA) e FOV de 5X3,7 cm. Dois examinadores calibrados foram apresentados aos conceitos de medidas lineares de profundidade, largura, comprimento e altura de defeitos, bem como à classificação quanto ao número de paredes. Em seguida, para cada combinação de voxel e mA, os examinadores realizavam as medidas e classificação, as quais foram repetidas em 3 momentos distintos, com intervalos de 1 semana. Os examinadores podiam fazer modificações de contraste e densidade além de magnificar as imagens para as análises. Os dados obtidos foram tratados estatisticamente no programa R usando o coeficiente de correlação intra-classe buscando a confiabilidade/validade das medidas em termos de concordância, confrontando os valores registrados pelos examinadores com a medida obtida diretamente na peça anatômica com paquímetro digital. **Resultados:** quanto à validade, para defeitos periodontais, as variações de mA apontaram concordância mediana para altura, alta para comprimento e número de paredes e baixa para largura e profundidade, bem como relação às variações de voxel. Em implantes HE em termo de mA, baixa concordância foi observada para profundidade em qualquer mA e para altura e número de paredes em 8 mA; foi mediana para altura (2 e 4 mA) comprimento (4 e 8 mA) e largura (8mA), sendo as demais concordâncias consideradas altas. Em termos de voxel, foi baixa para profundidade, mediana para altura, comprimento e número de paredes e alta para largura. Em implantes CM em termos de mA, a concordância foi baixa para largura, altura e profundidade (4 e 8 mA) e comprimento (8 mA); mediana para altura (2 mA) e profundidade (2 mA) e alta para comprimento (2 mA) e número de paredes (2 e 4 mA), em termos de voxel, foi baixa para altura e largura, mediana para profundidade e alta para comprimento e número de paredes. A confiabilidade foi alta em praticamente todas as avaliações. **Conclusão:** variações de voxel não impactaram nos resultados de confiabilidade/validade dos dados seja para defeitos periodontal ou peri-implantares, e que mA menores (2 e 4) foram melhores para avaliações peri-implantares, e não tiveram impacto nas avaliações periodontais.

**Palavras-chave:** Tomografia – periodontite – implantes dentários



RIOS, Marcelo de Azevedo. Validity and reliability of periodontal and peri-implant bone defect characterization by cone beam computed tomography in different acquisition protocols. 101 pp. ill. 2014. Tesis (DDS). Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2014.

## ABSTRACT

**Purpose:** to verify the validity and reliability of linear measurements made with cone beam computed tomography (CBCT) of periodontal and peri-implant infra-bony defects, *in vitro*, with different acquisition protocols, as well as to those defects, related to the number of remaining walls surrounding the defects. **Methodology:** One, two and three walls infra-bony defects were made in dry human mandibles with natural teeth and two kinds of dental implants (external connection and cone morse). Each mandible was scanned on KODAK 9000 3D, with three different voxel size (0,076, 0,2 and 0,4) and three different mA values (2, 4 and 8 mA), FOV of 5X3,7 cm. Two calibrated examiners were showed to standard concepts about linear measures as width, height, depth and length of defects, as well as to infra-bony remaining wall defect classification. With a week of interval, the examiners performed the image evaluations in different combination of mA and voxel. Statistical analysis were carried out with R software and using the inter-class correlation coefficient (ICC), looking for agreement among both examiners and the real measures from digital calliper (gold standard). **Results:** validity of mA in periodontal bone defect evaluation revealed median agreement for height, high for length and remaining wall and low for depth and width, the same was observed during voxel evaluation. External connection implants mA validity showed low agreement for depth in all mA and for height and remaining wall in 8 mA; median for height (2 and 4 mA), length (4 and 8 mA) and width (8mA); the other measurements revealed high agreement. Voxel validity evaluation showed low agreement for depth, median for height, length and remaining wall and high for width. Cone morse mA validity evaluation showed low agreement for width, height and depth (4 and 8mA) and length (8mA); median for height (2mA) and depth (2 mA) and high for length (2mA) and remaining wall (2 and 4 mA). Voxel evaluation revealed low for height and width, median for depth and high for length and remaining wall. Reliability was high for almost all evaluation. **Conclusion:** voxel variations did not modified validity/reliability results from gold-standard for both periodontal and peri-implant bone defect evaluations, and 2 and 4 mA revealed an improvement in peri-implant bone defect evaluation, and did not affected periodontal bone defect evaluation.

**Key-words:** Tomography – periodontitis – dental implantation

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mA – miliamperagem

kVp – quilovoltagem pico

CCI – coeficiente de correlação intra-classe

TCFC- Tomografia computadorizada de feixe cônico

FOV – *Field of vision*

RTG – regeneração tecidual guiada

ROG – regeneração óssea guiada

ROI – *region of interest*

ICC – *intraclass correlation coefficient*

HE – hexágono externo

CM – *cone morse*

JCE – junção cimento esmalte

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	11
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	15
2.1 APLICAÇÕES DA TCFC NA ODONTOLOGIA .....	16
2.2 APLICAÇÕES EM PERIODONTIA E IMPLANTODONTIA .....	18
2.3 TRABALHOS EXPERIMENTAIS COM TCFC EM PERIODONTIA E IMPLANTODONTIA .....	22
2.4 PESQUISAS SOBRE A ACURÁCIA E CONFIABILIDADE DA TCFC EM PERIODONTIA E IMPLANTODONTIA .....	25
2.5 PARÂMETROS DE DOSE E INVESTIGAÇÕES DO IMPACTO DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO.....	28
3. OBJETIVOS .....	38
4. METODOLOGIA .....	40
5. RESULTADOS .....	51
6. DISCUSSÃO .....	67
7. CONCLUSÃO .....	84
REFERÊNCIAS .....	86
ANEXOS .....	97
ANEXO 1 .....	98
ANEXO 2.....	99

## **1. INTRODUÇÃO**

Em periodontia, a fase de diagnóstico periodontal inclui o exame clínico como elemento decisivo e conta com o apoio dos recursos de imagem para confirmar perda óssea proximal, bem como estabelecer a configuração e extensão da perda óssea determinada pela condição. Mesmo paradigma pode ser aplicado com segurança em implantodontia.

Nos sistemas de radiografia convencional, como periapicais e interproximais, podem ser identificados defeitos ósseos periodontais/peri-implantares mais incipientes (como a triangulação e o esfumaçamento da crista óssea alveolar), bem como perdas mais avançadas (defeitos ósseos verticais e horizontais). Esses defeitos ósseos periodontais/peri-implantares são universalmente aceitos, porém não descrevem com precisão a topografia dos mesmos, em especial dos defeitos verticais.

A determinação, durante a interpretação de imagens para defeitos ósseos periodontais/peri-implantares, da topografia destas perdas, tem um papel bastante útil para a fase de planejamento cirúrgico, em especial quando se pretende lançar mão de técnicas regenerativas. Gomes Filho et al. (1997) avaliaram as interpretações de radiologistas, periodontistas e clínicos de imagens convencionais de defeitos periodontais em crânio seco, e verificaram que, mesmo tendo sido identificados defeitos nas imagens pela maioria dos avaliadores, pouca ou nenhuma determinação do total de paredes ósseas remanescentes foi conseguida. Concluiu-se que limitações inerentes à radiografia convencional podem ter contribuído para tal resultado.

Os avanços na imaginologia levaram à melhoria contínua na qualidade de imagem e à redução do tempo de exposição, garantindo ao mesmo tempo uma melhor interpretação das imagens obtidas e uma queda dramática no risco biológico para o paciente. No entanto, por mais que estes recursos tenham chegado às imagens intrabucais, pouco se conseguiu no sentido de apresentar, com exatidão, a configuração dos defeitos no tecido ósseo periodontal/peri-implantar.

Os sistemas digitais surgiram com a expectativa de expor o paciente a níveis de radiação bem menores que os convencionais, além de possibilitar o pós-processamento da imagem, melhorando o potencial de diagnóstico. Em periodontia e perio-implantodontia, essas imagens foram e continuam sendo bastante indicadas e utilizadas na rotina clínica, posto que além da redução no custo para sua aquisição, possibilita um diagnóstico mais acurado e uma fase de acompanhamento de pacientes de modo mais individualizado.

Em que pese o fato desses sistema terem uma acuidade diagnóstica promissora, os procedimentos clínicos que eles são capazes de auxiliar são restritos ao complemento do exame clínico e à fase de manutenção. Quando se avalia a premissa do tratamento periodontal/peri-implantar, que pontua a necessidade de manter ou regenerar tecidos, as imagens convencionais (digitais, digitalizadas ou convencionais propriamente ditas) são pouco úteis para se alcançar essa premissa.

Mais recentemente, a incorporação da tomografia computadorizada, e as possibilidades de reconstrução em 3D, tornaram possível observar a topografia de defeitos tanto periodontais quanto peri-implantares. Contudo, o custo destas imagens e o nível de exposição à radiação tem sido um limitador de seu uso rotineiro. No sentido de contornar essas limitações, aparece a TCFC, reduzindo o tempo de exposição para o paciente, especialmente quando comparada às tomadas computadorizadas multidetector, e mostrando qualidade de imagem capaz de descrever, com precisão, as configurações mais diversas de defeitos no tecido ósseo.

Do ponto de vista clínico, conhecer, previamente à abertura cirúrgica do campo, o defeito ósseo com o qual teremos que lidar pode ser bastante útil, uma vez que o prognóstico depende do tipo de defeito, e também por permitir o preparo prévio de materiais a serem inseridos no local, reduzindo a morbidade intra-operatória. A TCFC pode contribuir sobremaneira prover soluções para essas demandas.

Tendo em vista, contudo, que o sistema de feixe cônico é relativamente novo no campo da imagiologia, e que também os especialistas em imagem não têm por rotina a construção de laudos com vistas a auxiliar nas tomadas de decisão quanto a técnicas cirúrgicas regenerativas periodontais ou peri-implantares, avaliar a acurácia da TCFC em descrever a topografia dos defeitos ósseos periodontais/peri-implantares em diferentes protocolos, pode gerar uma ferramenta de larga aplicação clínica em periodontia e perio-implantodontia.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**



O advento de imagens computadorizadas e digitais em Odontologia vem trazendo um aporte adicional de qualidade e segurança à prática clínica, em especial em Periodontia e Implantodontia. Khocht et al., em 2003, realizaram um trabalho para verificar se existia diferença entre radiografias convencionais e digitais para a interpretação de defeitos ósseos, e indicaram que o sistema digital ofereceu melhores resultados, contudo comentam que ocorreram falhas em ambos os sistemas.

A utilização de recursos de imagem digital, quando comparada com recursos de imagem convencional, mostrou uma acurácia significativa na identificação de lesões ósseas oriundas de periodontite, sinalizando que ocorreu uma melhora no diagnóstico, e que essa melhora se correlacionava com parâmetros clínicos periodontais, como o nível de inserção (RIOS, RIOS e RUBIRA, 2012).

Howerton Jr. e Mora (2008), em uma revisão sobre o estado da arte em imagiologia digital, verificaram que nos últimos 20 anos, o advento das imagens digitais modificou a rotina de interpretação radiográfica e possibilitou um aumento expressivo no alcance da radiologia odontológica e suas aplicações nas mais diversas áreas. Destacaram ainda sobre a redução drástica dos problemas relacionados às imagens 2-D, quando surgiram possibilidades de cortes tomográficos e reconstruções 3-D, em especial com o aparecimento da TCFC (TCFC). Além disso, os autores pontuam possíveis aplicações da TCFC na Odontologia.

## **APLICAÇÕES DA TCFC EM ODONTOLOGIA**

Yajima et al. (2006b), através da avaliação do tomógrafo CB-throne, e Scarfe, Farman e Sukovic (2006), em uma revisão sobre a TCFC, pontuaram dados importantes sobre o alcance da tomografia de feixe cônico em diversas situações clínicas.

Yajima et al. (2006) avaliaram o tomógrafo CB-throne especificamente para o planejamento de implantes e para o tratamento de lesões do complexo buco-maxilo-facial. Em que pese o tomógrafo apresentar duas espessuras de corte (0,1 e 0,2 mm), mili-amperagens de 10 e 15 mA e um FOV limitado, a reconstrução em 3-D mostrou-se extremamente detalhada. Em acréscimo, o programa de computador do sistema permitiu apresentar em tela múltiplas reconstruções e diferentes cortes simultaneamente, o que se mostrou útil no processo de interpretação.

Ainda em 2006, Scarfe, Farman e Sukovic apontaram como principais áreas onde a TCFC vinha sendo útil e factível, quais sejam: o planejamento de implantes, o estudo de patologias, a verificação da articulação têmporo-mandibular (ATM), pré e pós-operatório de fraturas crânio-faciais e na ortodontia. Em acréscimo, os autores ainda chamaram a atenção para características próprias da TCFC que a tornam interessante para uso clínico, como a limitação do feixe de raios-x (colimação), a acurácia diagnóstica, a rapidez de aquisição, a redução na dose e artefatos, além dos vários planos de visualização das imagens em computador.

Em 2009, Miracle e Mukherji ampliaram as aplicações clínicas previamente relatadas para a TCFC. No seu texto, uma lista contemplou sete áreas da Odontologia em que a tomografia de feixe cônico seria de interesse clínico. Dentre elas, além das já documentadas por Scarfe, Farman e Sukovic (2006) e Yajima et al. (2006a), encontram-se a endodontia, especialmente para o planejamento pré-cirúrgico, verificação de patologias periapicais e avaliação do trauma alvéolo-dentário, além da investigação da anatomia do sistema de canais.

A utilização da TCFC para procedimentos de seio maxilar também foram mostrados por Miracle e Mukherji (2009), com o planejamento de incursões cirúrgicas ou sinusoscopia sendo melhorados com o advento da tomografia. Aqui também aparecem relatos sobre a aplicação da TCFC em periodontia. Esses autores citam o trabalho clássico de Ito et al. (2001), que reportaram a aplicação da tecnologia de feixe cônico para diagnóstico e avaliação dos resultados do

tratamento da periodontite. Tanto Ito et al. (2001) quanto Miracle e Mukherji (2009) apontaram para resultados promissores quando da investigação de defeitos infra-ósseos, envolvimento de furca, defeitos de fenestração e deiscência.

## **APLICAÇÕES EM PERIODONTIA E IMPLANTODONTIA**

A investigação das diversas aplicações da TCFC em periodontia gerou, nos últimos 10 anos, uma série de estudos com nuances diferentes da utilização da imagem tomográfica na investigação periodontal. Em 2001, Ito et al. relataram um caso clínico em que foi utilizado um sistema de tomografia computadorizada com reconstrução 3D para avaliação dos resultados de regeneração tecidual guiada (RTG) em lesões de furca. Foram realizadas imagens convencional e tomográfica antes e depois da terapia, e se demonstrou a superioridade e confiabilidade da imagem tomográfica reconstruída frente à convencional.

Já em 2005, Mengel et al. criaram defeitos periodontais infra-ósseos em mandíbulas humanas e de porcos para avaliar a acurácia e a qualidade da radiografia convencional, radiografia panorâmica, tomografia computadorizada e tomografia volumétrica digital, quando comparadas com espécimes histológicos. Verificaram que a tomografia computadorizada e a volumétrica digital tiveram mínimos desvios frente ao visto nos cortes histológicos, e que a tomografia volumétrica digital mostrou a melhor qualidade de imagem.

Misch, Yi e Sarment, em 2006, avaliaram a acurácia da TCFC na mensuração de defeitos ósseos periodontais. Foram criados defeitos ósseos em mandíbulas secas, e os mesmos foram linearmente medidos com radiografias convencionais, TCFC e sonda periodontal. Todas as medidas foram comparadas com aquelas obtidas com um paquímetro digital (padrão-ouro). Concluíram que todas as modalidades de medida foram úteis para identificar defeitos interproximais, contudo a TCFC oferecia a vantagem adicional de detectar e quantificar todo o defeito.

Em 2007, Vandenberghe, Jacobs e Yang avaliaram a acurácia diagnóstica de imagens 2D obtidas através de um dispositivo acoplado de carga

e 3D obtidas através de TCFC. Dois crânios humanos com tecidos moles presentes ou substituídos por polímeros artificiais, contendo ambos 30 defeitos periodontais, foram radiografados por um sistema de imagem digital intra-bucal e por TCFC, e os valores medidos por imagem foram comparados com o real nos crânios. Os autores concluíram que ambos os sistemas eram capazes de identificar os defeitos, contudo apenas a TCFC foi capaz de apresentar a topografia das perdas ósseas periodontais.

Os mesmos autores citados no parágrafo acima, só que em 2008, usando métodos bem similares, avaliaram a percepção de defeitos ósseos e infra-ósseos. Adicionalmente, diferenças na espessura do corte tomográfico também foram avaliadas quanto ao grau de proximidade em relação ao padrão-ouro (medida diretamente na peça anatômica). Foi concluído que cortes mais delgados na TCFC (0,4mm) foram mais fidedignos ao padrão-ouro do que aqueles vistos em radiografias digitais através de dispositivos acoplados de carga. Dado importante nessa pesquisa foi o fato de imagens com dispositivos acoplados de carga falharem em até 44% das vezes na identificação de defeitos crateriformes e de furca, ao passo que a TCFC identificou 100% deles.

O equipamento NewTom 9000 foi avaliado, em 2008, por Mol e Balasundaram, quanto à sua habilidade de demonstrar, *in vitro*, defeitos ósseos periodontais. Foram avaliados 146 defeitos periodontais em 5 crânios secos, comparando a capacidade de 6 observadores em medir a altura dos defeitos tanto na TC obtida pelo NewTom 9000 como em imagens obtidas através de placas de fósforo foto-estimuláveis. Os pesquisadores concluíram que o equipamento promoveu melhor informação quantitativa e diagnóstica do que as imagens digitais convencionais.

Em 2009, Horner et al. na Provisional Guidelines – SEDENTEXCT apontavam para a pouca evidência científica acerca das aplicações da TCFC em periodontia, mas trouxe uma avaliação rigorosa dos estudos publicados até então. A revisão sistemática realizada trouxe três afirmações nesse mister que mereceram destaque, quais sejam:

1. “TCFC não deveria ser usada como método de rotina para o tecido ósseo de suporte periodontal”;
2. “TCFC pode ser útil em casos selecionados de defeitos infra-ósseos e lesões de furca, em que o exame clínico e as radiografias convencionais não provêm a informação necessária para seu manejo”;
3. “Quando a imagem de TCFC inclui dentes, deve-se tomar o cuidado em checar os níveis ósseos periodontais, quando a avaliação clínica for realizada”.

Como a SEDENTEXCT teve seu foco fundamental na proteção radiológica e a revisão utilizada à época foi bem extensa, as três afirmações merecem esse grifo. No texto da SEDENTEXCT, todos os trabalhos avaliados eram classificados de acordo com sua consistência metodológica, vieses e boas práticas em pesquisa científica (sendo esta última a melhor qualificação para os estudos). Das três assertivas, apenas a última era oriunda de trabalhos com boas práticas em pesquisa. As outras duas advinham de trabalhos com consistência metodológica e com pequeno número de vieses (HORNER et al., 2009)

Tyndall e Rathore (2008) trouxeram uma revisão de literatura em que se visualiza uma gama de aplicações clínicas da TCFC em periodontia, e traz comparações com outros métodos por imagem. Desde as avaliações feitas com radiologia convencional até as imagens digitais intrabucais, a melhoria na interpretação foi substancial, mas não foi uniforme. A evolução nas investigações sobre as possíveis aplicações periodontais da TCFC vem melhorando com o tempo. Contudo, quando a avaliação por imagem requer o estudo da lâmina dura, ou ainda de defeitos horizontais na crista óssea, as imagens intrabucais e a TCFC tornam-se equivalentes.

Em acréscimo, Tyndall e Rathore (2008) pontuaram, ainda, que a evolução na aplicação periodontal da TCFC vem crescendo com a devida consistência científica. E na discussão de seu texto, os autores chamaram a atenção para a superioridade da TCFC para a descrição topográfica e/ou morfológica de defeitos periodontais, o que poderia ser a mais relevante aplicação da tecnologia de feixe cônico em periodontia.

Quando se avaliou o impacto da TCFC em análises similares, Grimard et al. (2009), em que os autores avaliaram o poder de imagens digitalizadas e de TCFC na percepção das medidas de defeitos ósseos comparado com o valor real obtido no ato da cirurgia, e mostraram que a acurácia da tomografia frente aos defeitos, *in vivo*, foi maior que a da imagem digitalizada.

Takane et al., em 2010, trouxeram a primeira aplicação direta da TCFC (*voxel* 0,136mm, 85 KVp e 10mA) para uma técnica cirúrgica regenerativa periodontal, no que se refere à aplicação da imagem no procedimento de regeneração tecidual guiada (RTG). Os autores utilizaram um manequim para reproduzir um defeito periodontal de 2 paredes e solicitaram a periodontistas que recortassem uma membrana usada em RTG para ser adaptada ao defeito, com base em sua reconstrução através de TCFC e numa imagem periapical. O resultado mostrou que a TCFC proporcionou membranas com excelência de adaptação.

de Farias Vasconcelos et al. (2012) estudaram a detecção de defeitos ósseos periodontais usando a TCFC (FOV 6 cm, 0,2 mm de *voxel*) e radiografias intrabucais. Três examinadores treinados avaliaram 51 sítios com perdas ósseas horizontal e vertical, a partir de um arquivo de imagens de pacientes. Verificaram não existir diferença quanto à identificação da presença de defeitos, contudo, quando à distância entre junção cimento-esmalte (JCE) até a crista óssea era medida, a TCFC foi mais eficiente, além de possibilitar a verificação de defeitos de faces livres, fato não possível em imagens convencionais.

du Bois, Kardachi e Bartold (2012) realizaram um extensa revisão de literatura com a seguinte questão em foco: “Existe algum papel da tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico em periodontia?”. O texto desta revisão foi segmentado historicamente, trazendo dados desde a radiografia convencional, passando pelas imagens panorâmicas, radiografias digitais e a TCFC. Os autores concluíram que a utilização da TCFC ainda é limitada em periodontia, e que seu emprego mais promissor na atualidade está na avaliação de defeitos infra-ósseos e envolvimento de furca, quando a morfologia do defeito está diretamente ligada ao alcance do tratamento.

Mohan, Singh e Gundappa (2011) trouxeram, além de algumas aplicações já documentadas, a utilização da TCFC para avaliação do fenótipo periodontal, através da avaliação do perfil de tecido mole gengival, chamada de ST-CBCT. Comentaram que essa técnica de aquisição permite ao clínico visualizar as relações entre: (1) margem gengival e crista óssea vestibular; (2) margem gengival e junção cimento-esmalte; e (3) junção cimento-esmalte e crista óssea vestibular. E apontam que essa avaliação é decisiva para os resultados no tratamento periodontal e peri-implantar.

Eshraghi, McAllister e McAllister (2012) trouxeram uma revisão de literatura focada em discutir as aplicações clínicas, limitações e avanços em radiografias digitais, com direção às imagens em 2-D e 3-D (TCFC). Ao longo da revisão, os autores trazem o potencial de utilização da TCFC para o tratamento com implantes dentários. A revisão foi sistemática e coletou trabalhos disponíveis no MEDLINE, e os autores coletaram sete elementos de análise, planejamento e guias cirúrgicos para o tratamento com implantes, quais sejam: avaliação do paciente e fabricação do modelo mestre; escaneamento; tomografia computadorizada; planejamento virtual; incorporação geométrica; fabricação do guia; cirurgia guiada. Muitos desses passos só foram possíveis por conta da tomografia.

Angeloupolos e Aghaloo (2011), em revisão de literatura, consideraram que a maior aplicação da TCFC em implantodontia está no pré-tratamento, relacionado à análise do sítio para instalação do implante e para o planejamento virtual. Em seu texto, o equipamento KODAK 9000 foi considerado uma ferramenta confiável para esta análise. Foi pontuada também a utilização da TCFC para o acompanhamento da perda óssea peri-implantar. Chamam a atenção que a possibilidade de visualizar a região peri-implantar em vários planos possibilitaria, em campo teórico, conhecer a extensão da perda óssea; contudo a geração de artefatos, ainda que menos significativa que na tomografia médica, pode complicar a adequada interpretação da imagem.

## TRABALHOS EXPERIMENTAIS COM TCFC EM PERIODONTIA E IMPLANTODONTIA

Em 2007, Gupta et al. realizaram um trabalho clínico que objetivou avaliar os resultados do tratamento de defeitos periodontais infra-ósseos com enxertos xenógenos comparados com áreas que não receberam enxertos. Além de parâmetros clínicos usuais em periodontia, os autores usaram radiografias com grade milimetrada para avaliar os resultados, desde o *baseline* até o sexagésimo dia. No estudo de Gupta et al., radiografias convencionais foram úteis para identificar os resultados ao longo do experimento, e até mesmo quantificá-los em termos percentuais ou milimétricos, em que pese o fato das faces livres não terem sido passíveis de avaliação na imagens, deixando esse papel para os dados clínicos usados no experimento.

Ainda em 2007, usando um recurso mais moderno e tentando validar a microtomografia (80 KVp, 80 $\mu$ A, voxel 18 $\mu$ m) como recurso para quantificar o osso de suporte alveolar, Park et al. realizaram um experimento em modelo animal. Dois grupos de ratos foram formados, sendo em um deles gerada doença periodontal pela inoculação de *Porphyromonas gingivalis* e lipopolissacarídeos, e no outro realizada terapia regenerativa dos defeitos gerados.

Park et al. geraram reconstruções 3-D dos espécimes, os quais foram avaliados por 2 examinadores com vistas às mensurações lineares e volumétricas das regiões experimentais. Reavaliações com intervalos de 24 horas foram realizadas com vistas a verificar a reprodutibilidade e confiabilidade intra e inter-examinadores. Os autores concluíram que as mensurações lineares e volumétricas da microtomografia mostraram-se confiáveis e reprodutíveis, e sugeriram avanços na pesquisa do recurso de imagem, para torná-lo factível na clínica diária.

Vanderberghe, Jacobs e Yang (2008) compararam a TCFC e radiografias digitais intrabucais na detecção de lesão de furca, defeitos infra-ósseos e na determinação da posição da crista óssea alveolar. Dois crânios humanos (um fixado com formalina e outro seco e com substituto artificial de pele) com



múltiplos defeitos periodontais foram usados no experimento. As peças foram tomografadas no equipamento i-Cat, com 7mA e 0,4 mm de *voxel*. Três examinadores (um estudante de mestrado em radiologia e dois membros da escola de radiologia) realizaram medidas lineares e classificaram os defeitos observados. Mensurações lineares e não lineares, classificação dos defeitos e a confiabilidade dessas avaliações foram superiores na TCFC, quando comparadas às radiografias intrabucais digitais, especialmente quando se usou um corte 0,4mm para as avaliações.

Usando uma base de dados secundários de imagens radiográficas intrabucais e de TCFC, de Faria Vasconcelos et al. (2012) compararam ambas as modalidades de imagem quanto à capacidade em detectar e localizar perda óssea alveolar e mensurá-las quanto à altura, profundidade e largura. Dois alunos do mestrado em radiologia e um radiologista com 2 anos de experiência realizaram as avaliações. Os autores concluíram que a TCFC foi capaz de topografar os defeitos com mais eficácia e, dessa forma, pareceram mais interessantes para o processo de tomada de decisão terapêutica.

Nesse artigo de de Faria Vasconcelos et al. (2012) aparece uma assertiva sobre como a TCFC pode ser especialmente aplicada no plano de tratamento cirúrgico de pacientes periodontais graves ou agressivos, especialmente para procedimentos regenerativos e plásticos, posto que esse planejamento tende a ser difícil e com alto custo.

O trabalho de Dave et al. (2013) traz uma perspectiva similar àquela de de Faria Vasconcelos et al. (2012), só que direcionada para implantodontia. Dave et al. (2013) avaliaram a TCFC e radiografias intrabucais convencionais na detecção de defeitos peri-implantares. Defeitos circunferenciais peri-implantares (de 4 paredes) foram confeccionados em costela de porcos, e implantes estreitos de conexão interna foram instalados nos sítios com defeitos de diâmetros diferentes (defeitos com largura de 0,35mm e de 0,675mm). As imagens tomográficas foram feitas em 2 equipamentos (Accuitomo – 80 KVp, 5 mA, FOV 8 cm, *voxel* 0,16; e i-Cat – 120 KVp, 18,54 mA, FOV 8 cm e *voxel* 0,3mm) e apresentadas a 9 examinadores em 2 momentos distintos. Os autores

concluíram, com as limitações que o experimentos apresentou, que as imagens digitais intrabucais foram melhores que a TCFC para a verificação de defeitos peri-implantares circunferenciais.

## **PESQUISAS SOBRE A ACURÁCIA E CONFIABILIDADE DA TCFC EM PERIODONTIA E IMPLANTODONTIA**

Pesquisa de cunho experimental, como as apresentadas anteriormente, trouxeram dados relevantes para a prática clínica, contudo, no tocante ao uso rotineiro de alguns de seus dados, em especial aqueles referentes a mensurações de qualquer natureza, requerem avaliações ligadas à acurácia e confiabilidade de cada recurso, e alguns trabalhos na literatura foram desenhados com essa finalidade (MISCH, YI, SARMENT, 2006; DAMSTRA et al., 2010).

Usando como padrão-ouro medidas indiretas feitas com paquímetro digital em defeitos criados em mandíbulas humanas secas, Misch, Yi e Sarment (2006) objetivaram comparar três modalidades diferentes de mensuração de defeitos periodontais infra-ósseos (TCFC, radiografias periapicais e sondas periodontais). Três examinadores realizaram as medidas e os autores concluíram que a TCFC (120 KVp, 0,4 mm de voxel) foi a ferramenta que permitiu melhor avaliação de toda a topografia dos defeitos, e aproximou-se com excelência do padrão-ouro para todos os examinadores.

Vandenberghe, Jacobs e Yang (2008) verificaram a acurácia diagnóstica de dispositivos acoplados de carga (DAC) e da TCFC (120 KVp, 7 mA, 0,4 mm de voxel) na verificação do nível ósseo e no estudo de defeitos ósseos periodontais em dois crânios humanos, e confrontaram estas medidas com as realizadas diretamente nas peças anatômicas. Três estudantes de pós-graduação em radiologia realizaram as avaliações, sem repetição. Os autores concluíram que ambos os recursos de imagens foram acurados nas avaliações, contudo a TCFC apresentou melhor desempenho no mapeamento topográfico dos defeitos periodontais, e discutiram o potencial da tomografia de feixe cônico no planejamento pré-cirúrgico periodontal.

Em 2010, a acurácia e a confiabilidade da TCFC foram avaliadas por Leung et al. Em 13 crânios humanos secos, medidas lineares da ponta de cúspide até a junção cimento-esmalte e até a crista óssea alveolar foram realizadas, em aquisições feitas com 2mA e 0,38mm de *voxel*. As reconstruções em 3-D foram utilizadas para a realização das medidas, que foram comparadas com as medidas feitas diretamente na peça anatômica com um paquímetro digital. Apenas um examinador avaliou os parâmetros lineares, com uma repetição. Os autores concluíram que a reconstrução em 3-D na TCFC não foi acurada para a realização de tais medidas.

Em 2011, usando dois examinadores em três repetições de análise, Timock et al. avaliaram a acurácia e a confiabilidade da TCFC (i-Cat 120KVp, de 3 a 8mA, FOV 13mm, 0,3 mm de *voxel*) na verificação da espessura e altura do osso vestibular em crânios de 12 cadáveres. As mensurações tomográficas foram comparadas àquelas obtidas diretamente na peça anatômica com paquímetro digital. Os resultados do experimento mostraram que a confiabilidade e a reprodutibilidade das medidas realizadas pelos examinadores foram excelentes, e que a TCFC foi acurada quando comparada ao padrão-ouro.

Ainda em 2011, Sun *et al.*, numa perspectiva paralela à do trabalho de Timock et al. (2011), estudaram até que ponto a espessura óssea pode interferir nas mensurações de altura óssea através de TCFC em dois *voxel/s* diferentes (0,4mm e 0,25mm). Usando 6 mandíbulas de porco, medidas lineares de altura e espessura do osso vestibular foram realizadas nas imagens e diretamente na peça anatômica. Dois examinadores, com uma repetição, realizaram as mensurações. Os autores concluíram que a reprodutibilidade das medidas em TCFC foi excelente, e que quando a espessura do osso vestibular é maior que o tamanho do *voxel*, existe uma tendência a superestimar a altura óssea de 0,5mm a 1,0mm.

Duas tecnologias de tomografia computadorizada (de feixe cônico e multidetector) foram avaliadas quanto à capacidade de proporcionar medidas lineares tanto do tecido ósseo quanto do perfil de tecido mole, por Patcas et al., em 2012. Oito cabeças de cadáveres humanos foram submetidas a aquisições

tomográficas com *voxel* de 0,4mm, e a altura desde um ponto fixo na coroa dentária até a crista óssea, bem como até a margem gengival, foram avaliadas, com uma repetição e com um único examinador. Os autores concluíram que a TCFC foi discretamente mais confiável (porém não significante estatisticamente) e reprodutível em ambas as avaliações, no protocolo usado nas aquisições.

Feijó et al. (2012) desenharam um experimento para verificar a acurácia da TCFC na mensuração de defeitos ósseos periodontais horizontais. Setenta e duas medidas foram realizadas em 8 molares superiores de 6 pacientes com periodontite, sendo as tomografias realizadas em equipamento i-Cat, com *voxel* de 0,2mm. Medidas da distância entre a junção cimento-esmalte e a crista óssea alveolar foram feitas através das imagens tomográficas e confrontadas com aquelas obtidas durante o acesso cirúrgico a 12 sítios ao redor dos dentes em análise. Um único radiologista experiente realizou as medidas tomográficas, e um periodontista igualmente experiente realizou as medidas transcirúrgicas com sonda milimetrada. Quando as medidas transcirúrgicas foram confrontadas com as medidas tomográficas, verificou-se não existir diferença estatisticamente significante entre elas, sugerindo que a TCFC é confiável em reproduzir medidas lineares de defeitos ósseos periodontais horizontais.

Dois estudos publicados em 2012, um de Golubovic et al. e outro de Fienitz et al., avaliaram, respectivamente, a acurácia da TCFC em verificar a configuração e extensão de defeitos ósseos peri-implantares, e a regeneração óssea ao redor de defeitos peri-implantares.

No estudo de Golubovic et al. (2012), doença peri-implantar induzida em cães geraram 9 sítios de análise, divididos em um desenho de boca dividida, sendo que estes animais receberam diferentes modalidades de tratamento. A distância da plataforma do implante até a crista do defeito peri-implantar e até a porção mais apical do defeito peri-implantar foram avaliadas por um único examinador, tanto tomográfica quanto histologicamente, antes e depois do tratamento. A correlação entre histologia e tomografia permitiu aos autores concluírem que a TCFC (90 KVp, 3,1 mA, 0,2 mm de *voxel*) é uma ferramenta acurada para estimar

a extensão de reparo histológico de sítios com peri-implantite induzida por ligaduras.

O trabalho de Fienitz et al. (2012) descreveu a instalação de 12 implantes em cães, sendo que em uma das porções proximais do implante existia um defeito que foi tratado com regeneração óssea guiada e na outra face também existia um defeito que não foi tratado e serviu como controle. TCFC (85 KVp, 3 a 7 mA, FOv de 15cm, *voxel* de 0,3mm) foi realizada em todos os espécimes, e cortes histológicos também foram realizados. Medidas entre a plataforma do implante e a porção mais coronal da região regenerada foram comparadas entre a TCFC e as preparações histológicas. Nesse estudo, os autores concluíram que a TCFC só foi acurada para sítios com largura óssea superior a 0,5mm.

Fleiner et al. (2013) usaram um crânio humano com defeitos infra-ósseos tipo cratera (de 4 paredes) para estudar uma nova ferramenta digital para a quantificação do nível ósseo de defeitos periodontais circunferenciais através de TCFC. Aquisições com 8mA e *voxel* de 1,6mm foram analisadas por 3 examinadores e comparadas às medidas feitas com sonda periodontal diretamente na peça anatômica. Nesse trabalho, os autores usam a reconstrução 3-D para delinear a posição exata onde as medidas precisavam ser feitas, e a partir dessa imagem 3-D, imagens 2-D eram reconstruídas e as medidas realizadas. Os resultados sugeriram que o recurso foi confiável e reproduzível para a análise em questão.

Defeitos periodontais de 1, 2 e 3 paredes foram criados em 5 segmentos de mandíbulas de porcos, que foram radiografadas convencionalmente e submetidas a TCFC (60 KVp, 7 mA), para posterior avaliação por 15 dentistas quanto ao tipo e à extensão de cada defeito (BRAUN et al. 2013). Nesse estudo, os autores concluíram que a TCFC foi mais acurada e confiável quando as medidas foram confrontadas com aquelas obtidas por sonda milimetrada diretamente na peça anatômica.

## **PARÂMETROS DE DOSE E INVESTIGAÇÕES DO IMPACTO DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO**

Ludlow et al., em 2006, realizaram uma avaliação dosimétrica do tomógrafos Mercuray, NewTom 3G e i-Cat, através de protótipo humano e dosímetros termoluminescentes. Variações no FOV foram implementadas e os autores concluíram que a dose varia substancialmente de fabricante para fabricante, FOV e fatores selecionados de técnica, e que os TCFC geram menor dose para o paciente quando comparados ao tomógrafo convencional médico, independentemente do tipo de equipamento de feixe cônico avaliado.

Ludlow (2009) trouxe uma ampla revisão de literatura sobre dose e risco em imagiologia odontológica, com foco na dosimetria da TCFC. O autor discute elementos fundamentais dos efeitos da radiação ionizante, e traz informações de diversos equipamentos de tomografia, explorando um pouco mais o KODAK 9000. Ele pontua que diferentes localizações anatômicas podem aumentar a taxa de dose em até 12 vezes, na dependência não só do equipamento mA do protocolo de aquisição utilizado.

Palomo, Rao e Hans (2007) avaliaram aquisições feitas com 100 e 120 KVp, com diferentes mA (2, 5, 10 e 15) e FOV (6, 9 e 12 cm), quanto à exposição à radiação. Os autores concluíram, após a análise de dosímetros termoluminescente, que os protocolos de menor FOV e baixos mA e KVp são mais interessantes para radioproteção. Kwong et al. (2008) avaliaram a qualidade de imagem em diferentes protocolos de aquisição. Trinta e duas aquisições realizadas num crânio humano com dois valores de KVp (100 e 120), quatro valores de mA (2, 5, 10 e 15) e com três FOV (6,9 e 12) foram apresentadas a 30 examinadores, os quais julgaram, através de um questionário, as imagens com melhor qualidade diagnóstica. As melhores avaliações se mostraram dependentes de baixos mA e com FOV de 9 e 12 cm.

Kamburoğlu et al. (2011a) avaliaram a acurácia de medidas feitas em crânios humanos através de TCFC. Os autores usaram um único crânio humano, três examinadores com uma repetição de medida (com uma semana de

intervalo), e dois equipamentos de TCFC (Iluma e 3D Accuitomo), com protocolos de aquisição usando 2 mA e 0,25mm de *voxel* (Accuitomo) e 3,8 mA e 0,3mm de *voxel* (Iluma). Comparados com a medidas anatômicas feitas com paquímetro digital, os autores concluíram que ambos os equipamentos e os protocolos usados foram comparáveis entre si e ao padrão ouro, recomendando os mesmos para as referidas mensurações.

Kamburoğlu et al., ainda em 2011b, desenharam um experimento para avaliar o impacto de pequenos FOV e baixos mA na verificação subjetiva da qualidade da imagem e na identificação de uma série de situações (anatômicas ou não) nas imagens tomográficas de 3 mandíbulas em 4 equipamentos diferentes. Os autores avaliaram FOV de 3,7cm, 4cm e 8,5cm e *voxels* de 0,125mm, 0,16mm, 0,076mm e 0,3mm, e mili-amperagens de 3 mA, 3,8 mA e 5,7 mA. Nesse estudo, o equipamento com protocolo de 3 mA, FOV de 4 cm e *voxel* de 0,125 mm ofereceu a melhor imagem com finalidade diagnóstica.

Hedesiu et al. (2012) avaliaram o impacto de diferentes FOV em 20 lesões periapicais confeccionadas em mandíbulas de porco e tomografadas em 3 equipamentos diferentes. Avaliadas por 5 examinadores, a acurácia foi medida, e a sensibilidade variou de 72% a 80%, e a especificidade variou de 60% a 77%. Ocorreu uma tendência de diminuição de sensibilidade com o aumento do FOV, ainda que sem significância estatística. Na discussão, os autores sugerem que FOV menores poderiam ser indicados para avaliação de lesões no periápice, no que se refere a proteção radiológica.

Em 2012, Davies, Johnson e Drage testaram a dose recebida por pacientes submetidos, a partir de protótipos, com dosímetros termoluminescente. Testaram 6 diferentes protocolos do equipamento i-Cat Next Generation e concluíram que as doses efetivas para o paciente estavam dentro de parâmetros aceitos, em que pese ainda serem consideradas altas.

O tomógrafo ProMax 3D foi avaliado quanto à dose efetiva em protocolos diferentes, por Qu et al. (2010). Os pesquisadores estabeleceram 4 elementos que poderiam interferir potencialmente na dose para o paciente, quais sejam:

tamanho do paciente, tamanho do volume, resolução da imagem e FOV. As aquisições de um protótipo de cabeça humana com dosímetros termoluminescentes em várias posições anatômicas foram realizadas com protocolos de aquisição que variaram de 8mA a 16mA, 84kV, com alta, baixa e média resolução. Conclui-se que a menor dose compatível com o diagnóstico pode ser obtida com ajustes facilmente realizados no aparelho, em mA menores.

Lorenzoni et al., em 2012, conduziram uma revisão sistemática sobre aspectos relacionados à dose de radiação em TCFC. Os autores levantaram os quatro fatores mais determinantes na dose final para o paciente, quais sejam: KVp, mA, tempo de exposição e FOV. A revisão comparou radiografias convencionais com colimação circular e retangular com a TCFC, em trabalhos de 1997 a 2011. Os autores pontuaram que imagens convencionais com colimação circular expõem mais o paciente do que a TCFC, ocorrendo o oposto quando foram usados colimadores retangulares.

Numa revisão sistemática, Bornstein (2014) compilou artigos do MEDLINE buscando, entre outros pontos, o risco relativo à dose de radiação da TCFC em implantodontia, e concluíram que modificações nos parâmetros de aquisição, especialmente a redução do FOV até ajustá-lo à ROI (*region of interest*), tem sido pontuadas como interessante para reduzir a dose ao paciente.

Os equipamentos de TCFC costumam disponibilizar uma tela de análise de aquisição, onde são apresentados dados de kV, mA, tamanho de *voxel* entre outros parâmetros. Um deles é o produto Kerma-área no ar, o qual (em radiologia diagnóstica) equivale à dose para o paciente. Contudo, esse parâmetro originalmente teve seu uso bem definido para feixes tomográficos em leque. Em que pese seu uso em feixes cônicos ser validado, equipamentos de TCFC podem ter um sistema próprio e confiável de estimativa de dose efetiva para o paciente. Nesse contexto, em 2013, Batista, Navarro e Maia desenharam um estudo para desenvolver um protótipo e uma índice baseado em Kerma para TCFC.



Batista, Navarro e Maia (2013) propuseram o índice Kerma-altura para equipamentos de TCFC. Foram estudados o i-Cat Classical, KODAK 9000 e KODAK 9500. Variando kV, mA, filtração e FOV de acordo com a possibilidade de cada equipamento, os autores concluíram que o novo índice é aplicável aos tomógrafos de feixe cônico com mais exatidão que o tradicionalmente usado até então.

Ainda em 2013, Endo et al. avaliaram o produto Kerma-área em 21 equipamentos de TCFC operando em Tokio e região metropolitana. Os aparelhos variaram o produto kerma-área de 127 mGy.cm<sup>2</sup> a 1476,9 mGy.cm<sup>2</sup>. Neste trabalho, diversos equipamentos foram testados quanto ao produto kerma-área para uma aquisição relacionada a terceiros molares inferiores retidos. Os protocolos originais para a aquisição foram avaliados e tiveram mA variando de 4mA a 12 mA e FOV pequenos. Os autores concluíram que os fabricantes podem disponibilizar ajustes que permitam pequenos FOV e baixos mA para, ao mesmo tempo, garantir qualidade diagnóstica e baixa exposição.

Com um foco similar, Kim, Rashsuren e Kim (2014) avaliaram o produto kerma-área obtido no aparelho Alphard VEJA para diferentes FOV de 5 a 20cm, usando um *phantom* e uma câmara de ionização. Os autores concluíram que FOV menores são mais compatíveis para baixa exposição em várias regiões da maxila e da mandíbula, exceto na região de molares inferiores.

Numa perspectiva clínica em implantodontia, sob a ótica de avaliadores cirurgiões sobre os sítios de instalação de implantes, Dawood et al. (2012) desenharam uma pesquisa com vistas a investigar a possibilidade de redução de dose para o paciente, quando imagens com baixa mA (2mA) e alta mA (8mA) foram adquiridas em pacientes com necessidade de implantes unitários. Os autores verificaram que não ocorreu diferença significativa nos resultados de mensuração de altura e largura do osso quando o cirurgião examinava imagens de baixo ou alto mA.

Al-Ekrish (2012) avaliou a acurácia e a confiabilidade de protocolos de baixa dose baseados na variação no tempo de aquisição em TCFC (120 KVp,

3,8 mA) na mensuração de sítios para implantes. Testando os tempos de 40s, 20s e 7s, dois avaliadores experientes realizaram medidas em tomografias de 5 crânios humanos secos, sendo que um deles as realizou com 1 repetição. As medidas realizadas nas imagens foram comparadas àquelas obtidas diretamente na peça anatômica com paquímetro digital. O autor não identificou alterações na acurácia e na confiabilidade das medidas obtidas em quaisquer dos tempos avaliados.

Em termos de parâmetros de aquisição de imagem por TCFC (80 KVp, 8 mA) em periodontia e implantodontia, pontua-se a investigação conduzida por Katsumata et al., em 2009. Foi desenhado um estudo com o objetivo de caracterizar o impacto do tamanho do volume escaneado nos valores de densidade, *in vitro*. Colocando objetos em regiões específicas e realizando aquisições com variação de diâmetro e altura, os autores concluíram que, em que pese a menor dose de radiação e maior resolução dos pequenos volumes, foi o maior volume de aquisição que permitiu menores variações de densidade.

Damstra et al. (2010), numa avaliação sobre a acurácia de medidas lineares em triplicata por TCFC, experimentou diferentes tamanhos de *voxel* (0,4mm e 0,25mm). Foram colocadas esferas de vidro em mandíbulas e as tomografias foram realizadas. Medidas anatômicas da localização das esferas na imagem e na peça através de paquímetro digital foram comparadas nos diferentes *voxels*. Os autores concluíram não ter ocorrido diferença entre os *voxels* analisados.

Usando marcadores radiopacos em 8 mandíbulas secas humanas, Torres et al., em 2012, avaliaram o impacto da variação do *voxel* em medidas lineares no equipamento i-Cat. Estudaram os voxels 0,2mm, 0,25mm, 0,3mm e 0,4mm, comparando a medida tomográfica com a da peça anatômica, por meio de paquímetro digital. Os pesquisadores concluíram que o tamanho do *voxel* não interferiu na qualidade das medidas realizadas.

Avaliando agora as reconstruções 3D em TCFC, Maret et al. (2012) objetivaram o efeito do tamanho do *voxel* na acurácia e reprodutibilidade em

reconstruções tridimensionais. Setenta dentes foram tomografados com *voxel* de 0,2mm e 0,3mm no KODAK 9500 3D (90 KVp, 10mA), 0,076mm no KODAK 9000 3D (85 KVp, 2 mA) e com 0,041mm no microtomógrafo médico SCANCO Xtreme CT (60 KVp, 1 mA). Quando as mensurações volumétricas foram confrontadas, ocorreu uma subestimação de medida no maiores *voxels*, estatisticamente significativa para o *voxel* de 0,3mm. Ainda assim, os autores concluíram que a TCFC é confiável para tais medidas, e que este dado de acurácia pode estar conectado ao tamanho do *voxel*.

Um trabalho que investigou uma demanda clínica crítica em implantodontia (a presença de deiscências e fenestrações) foi realizado por de Azevedo Vaz et al., em 2013. Cem implantes de titânio foram instalados em costelas bovinas, em seguida foram preparados artificialmente defeitos de deiscência e fenestração, e as peças foram tomografadas no equipamento i-Cat NG em dois diferentes tamanhos de *voxel* (0,2mm e 0,12mm). Outro detalhe relevante é que, para os valores de 0,2mm, foram realizados escaneamentos parciais (180°) e totais (360°), e total para o de 0,12mm. Foi concluído que, apesar dos melhores resultados terem sido os do escaneamento total em 0,2mm, não ocorreu diferença estatisticamente significativa quanto à detecção de deiscências e fenestrações peri-implantares.

Em uma revisão sistemática da literatura sobre o impacto do tamanho do *voxel* nos resultados do diagnóstico em TCFC, Spin-Neto, Gotfredsen e Wenzel escreveram, em 2013, acessaram o MEDLINE numa busca temporal de 62 anos (publicações de 1950 a 2012), por relatos em inglês sobre tamanho de *voxel* e seu impacto no potencial de diagnóstico da TCFC. Vinte publicações foram escrutinadas e trouxeram dados qualitativos e quantitativos sobre a investigação de fraturas, cáries, reconstruções 3D, mensurações ósseas, entre outros. O consenso levantado pelos autores foi que não existe um protocolo padrão definido para qualquer modalidade diagnóstica e que o bom senso e a experiência do profissional é o norteador para tomar as melhores decisões.

Tomazi et al., em 2011, tomografaram uma mandíbula humana para que três examinadores mensurassem 10 reparos anatômicos. Inicialmente, os

examinadores realizaram medidas na peça anatômica, com 3 repetições. Depois da peça ter sua imagem adquirida no tomógrafo (com 56 KVp, 3 mA e FOV de 8X8 cm), com seu plano basilar paralelo ao solo, e inclinado em 45 graus em relação ao solo, os examinadores tomaram as mesmas medidas feitas diretamente na mandíbula a partir da imagem tomográfica. Os autores concluíram que a inclinação da peça anatômica não modificou as mensurações realizadas, quando ambas foram comparadas com o padrão ouro.

Em 2012, Bechara et al. desenharam um experimento para verificar as diferenças da proporção ruído-contraste nos aparelhos Accuitomo, Kodak e Promax. Um mandíbula foi tomografada em cada equipamento, com protocolos diferentes, com destaque para a mA (5, 7, 10, 14 e 16), FOV pequenos e *voxels* de 0,16mm e 0,2mm. Os autores concluíram que *voxels* de 0,2mm em FOV pequeno e mA baixo oferecem o melhor contraste, e que a tentativa de diminuir o *voxel* pode aumentar o nível de ruído da imagem.

Um estudo desenhado para avaliar o impacto de diferentes KVp e mA em mensurações lineares feitas através de TCFC foi conduzido por Panmekiate, Apinhasmit e Petersson, em 2012. Usando o aparelho de tomografia MercurRay com um FOV fixo de 10,24cm, 20 hemi-mandíbulas edêntulas foram tomografadas em quatro diferentes quilovoltagens (60 KVp, 80 KVp, 100 KVp e 120 KVp) e duas diferentes mili-amperagens (10 mA e 15 mA). Medidas lineares sobre altura, largura e posicionamento ápico-coronal e vestibulo-lingual do canal mandibular foram feitas por duas vezes em 160 imagens obtidas pelas combinações dos mA com as KVp. Os autores concluíram não existir diferenças significativas em quaisquer combinações de corrente e voltagem para as medidas lineares realizadas.

Sur et al. (2010) conduziram uma pesquisa para avaliar o impacto da mili-amperagem na qualidade diagnóstica de imagens de TCFC para a avaliação pré-cirúrgica em implantodontia. Seis cabeças humanas foram tomografadas com 80 KVp e quatro diferentes mili-amperagens (8, 4, 2 e 1), e 5 radiologistas descreveram 15 reparos anatômicos de interesse em implantodontia. Os resultados mostraram que 4 mA foi a corrente que melhor gerou imagens para

maxila e mandíbula, de modo geral. Escaneamentos totais com 2 mA e totais com 4 mA foram aceitáveis e aqueles obtidos com 1 mA não foram úteis para diagnóstico.

Parsa et al. (2013) avaliaram diferentes protocolos de aquisição sobre os tons de cinza observados em tomografia *multislice* e de feixe cônico em sítios para implantes. As aquisições de feixe cônico foram feitas nos aparelhos Accuitomo e NewTom, com FOV de 4X4cm a 17X12cm. No Accuitomo, a mili-amperagem foi fixada em 5 mA e o KVp em 90, e no NewTom variou em 0,57 mA, 0,6 mA e 0,95 mA, com KVp em 110. Os autores concluíram que o FOV e a resolução espacial estavam significativamente relacionadas aos tons de cinza dos sítios para implantes, quando comparados às imagens obtidos por tomógrafo médico.

Kamboruglu et al. (2014), avaliando defeitos peri-implantares vestibulares criados artificialmente em 69 implantes instalados em mandíbulas humanas, desenharam um experimento para verificar se o FOV poderia interferir na interpretação dos defeitos. Três examinadores avaliaram a presença ou ausência de defeito, bem como mediram profundidade e largura, e os resultados eram confrontados com medidas feitas diretamente nas peças anatômicas. Além da alta correlação obtida com a peça anatômica, não ocorreu diferença entre os FOV com relação a identificação e mensuração dos defeitos peri-implantares.

A ideia de que a TCFC parece confiável para investigações diversas no complexo maxilo-facial já está bem documentada (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006; MIRACLE, MUKHERJI, 2009). Contudo, aquisição em feixe cônico tem sido associada a artefatos, especialmente nas avaliações com implantes. Nessa perspectiva, Mangione et al. (2013) desenharam um experimento para comparar a acurácia da TCFC (90 KVp, 8 mA, 0,2mm de voxel, FoV de 8cm) em medidas lineares com a micro-tomografia 3-D. Os autores usaram 10 blocos de osso bovino, nos quais foram instalados implantes de plataforma regular de 4mm x 13mm. TCFC e micro-tomografia foram realizadas e medidas lineares foram feitas no longo eixo do implante e ortogonalmente a ele. Após um ciclo de 5 repetições de medidas, os autores concluíram que a

TCFC é adequada a tal tipo de avaliação, mA que a micro-tomografia precisa sair do eixo meramente experimental para a realidade clínica, posto que apresenta resultados tão bons ou melhores que a TCFC, sem a geração de artefatos.

A formação de artefatos de imagem e manobras matemáticas para sua redução foi foco de investigação por Bechara et al., em 2012. Os autores testaram um algoritmo redutor de artefatos metálicos, e para tanto usaram um *phantom* com simulador de tecido ósseo com esferas metálicas em seu interior. As aquisições foram feitas com 3,4 mA e com diferentes KVp. Os resultados mostraram que o algoritmo foi eficiente em reduzir o número de artefatos nos protocolos examinados.

Testando um algoritmo similar com vistas à interpretação de defeitos ósseos vestibulares periodontais e peri-implantes, Kamburoglu et al. (2013) instalaram 42 implantes e avaliaram 38 dentes em mandíbulas secas, geraram defeitos de parede vestibular em 22 dentes e 22 implantes, e os demais sem defeitos foram considerados controles. Seis examinadores, com uma repetição, foram convocados a identificar os defeitos em 3 modos de redução de artefatos (alto, médio e baixo). Os autores concluíram que não ocorreu diferença significativa na habilidade de identificação com ou sem algoritmo de redução de artefatos.

Dessa forma, investigar se modificações nos parâmetros de aquisição de imagem pode ser confiável e válido para a caracterização de defeitos periodontais e peri-implantares e pode ter um alcance clínico em periodontia, peri-implantodontia e na própria imaginologia.

### **3. OBJETIVOS**

## OBJETIVO GERAL

Estabelecer a confiabilidade e a validade de medidas realizadas através de tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC) em defeitos ósseos periodontais e peri-implantares, *in vitro*, em diferentes protocolos de aquisição.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Verificar a confiabilidade e validade da TCFC quanto à classificação de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares.
2. Estabelecer o grau de confiabilidade e validade de medidas lineares de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares realizadas com TCFC.
3. Identificar a confiabilidade e validade de diferentes *voxels* e mA na classificação e nas mensurações lineares de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares.



## **4. METODOLOGIA**

Foram obtidas 3 mandíbulas humanas secas, doadas para este experimento, pelo Laboratório de Anatomia Professor Erasmo Almeida Júnior da União Metropolitana de Educação e Cultura. O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia sob o número 30839014.0.0000.5024.

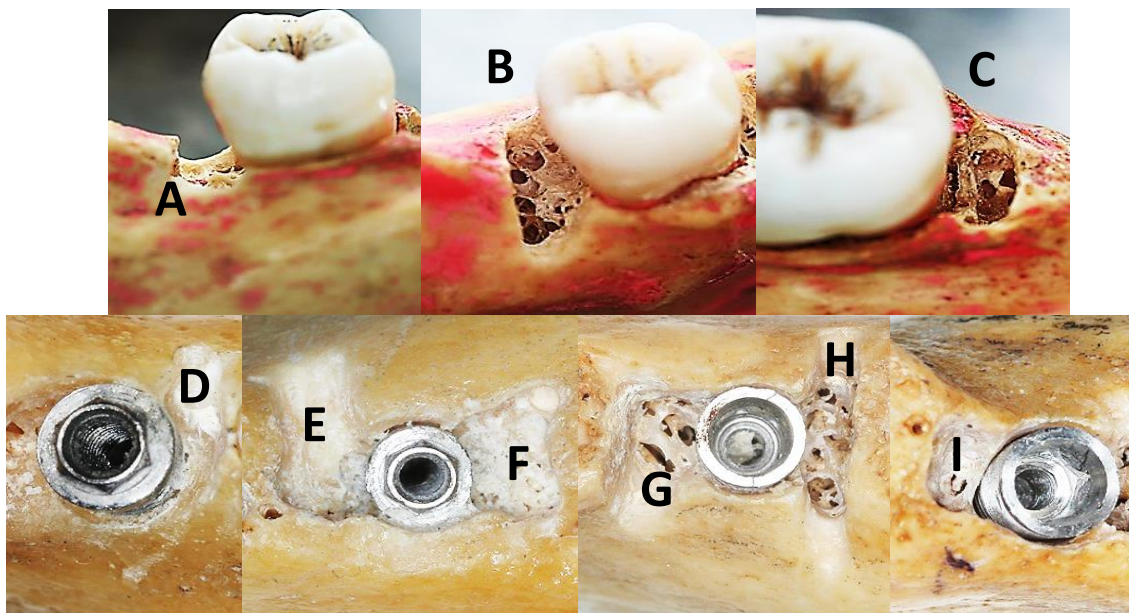
Em uma das mandíbulas, foram confeccionados defeitos de 1, 2 e 3 paredes nas regiões mesial e distal de molares isolados no arco, bilateralmente. Em outras duas mandíbulas, foram instalados implantes unitários de hexágono externo (em uma mandíbula) e *cone morse* (em outra mandíbula), ambos bilateralmente, e foram confeccionados os mesmo tipos de defeitos ósseos feitos para os dentes (Figura 1).

## **ETAPA 1 - CONFECÇÃO DOS DEFEITOS NAS MANDÍBULAS SECAS**

Os defeitos foram confeccionados com pontas diamantadas esféricas (KG Sorensen®) montadas em peça reta em baixa rotação (Kavo Intramatic 10A®), sob refrigeração com água em seringas descartáveis, nas faces mesial e distal molares, e nas mesmas faces dos implantes. As dimensões dos defeitos não foram predeterminadas e foram confeccionados aleatoriamente, buscando aproximação clínica.

Nas mandíbulas com implantes, o alvéolo cirúrgico foi preparado segundo recomendação do fabricante (SIN – sistema de implantes), e o defeito ósseo foi criado antes da instalação da fixação, de modo a não danificar as bordas externas dos implantes. A preparação do alvéolo para instalação dos implantes e a confecção dos defeitos foram feitas pelo próprio autor. A topografia dos defeitos periodontais e peri-implantares seguiu o sugerido por Duarte em 2002 (Figura 2).

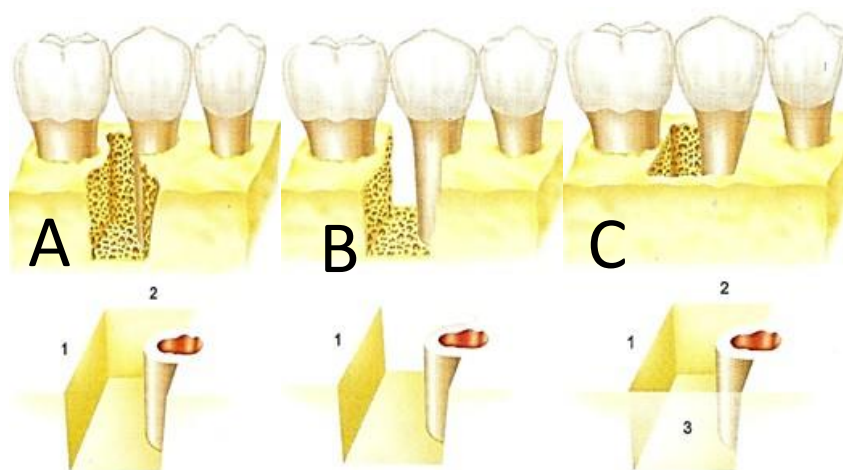
**Figura 1** – Defeitos periodontais e peri-implantares experimentais.



**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

**Legenda:** A – defeito periodontal de 1 parede; B – defeito periodontal de 2 paredes; C -defeito periodontal de 3 paredes; D – defeito peri-implantar HE de 1 parede; E – defeito peri-implantar HE de 2 paredes; F – defeito peri-implantar de e paredes; G – defeito peri-implantar CM de 2 paredes; H – defeito peri-implantar CM de 1 parede; I – defeito peri-implantar CM de 3 paredes

**Figura 2** – Configurações de defeitos

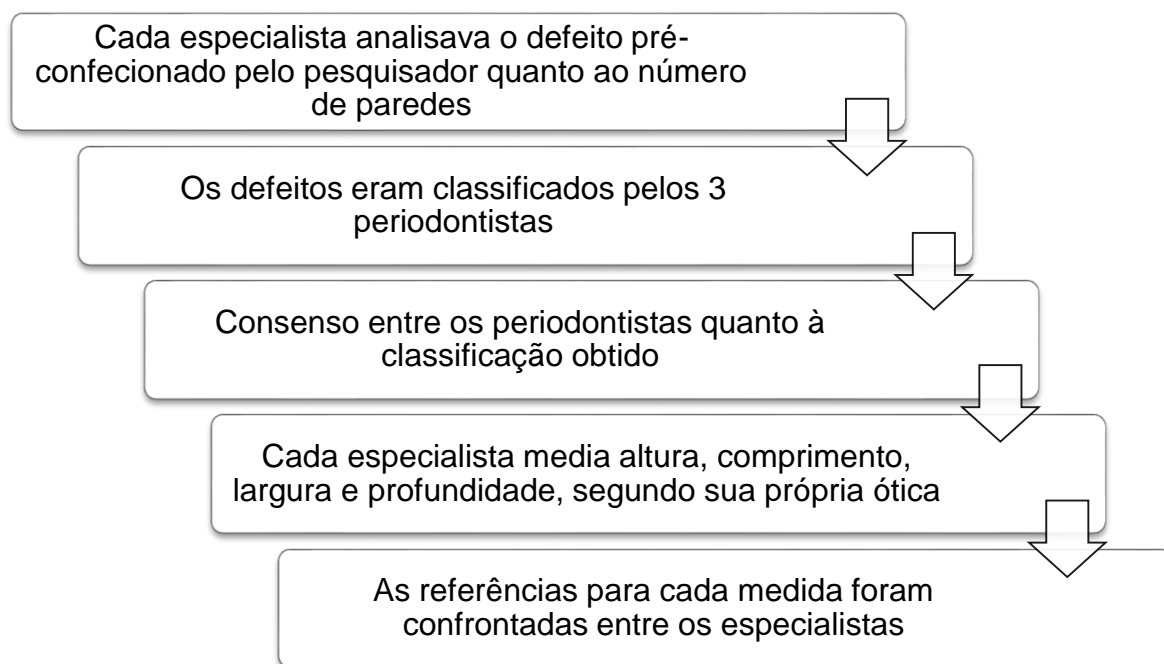


**Fonte:** Adaptado de Duarte (2002)

**Legenda:** A) Defeito de duas parede; (B) defeito de uma parede; (C) defeito de três paredes,

## ETAPA 2 – ESTABELECIMENTO DOS CONCEITOS DE MEDIDAS LINEARES NOS DEFEITOS CRIADOS

Após a confecção dos defeitos pelo pesquisador, foram realizadas 4 medidas diretamente na peça anatômica, as quais foram posteriormente reproduzidas na imagem. Três periodontistas, clínicos e docentes universitários, com formação *latu senso* e *strictu senso* em periodontia, estabeleceram o padrão técnico mais adequado para as medidas realizadas, como mostra o fluxograma abaixo:



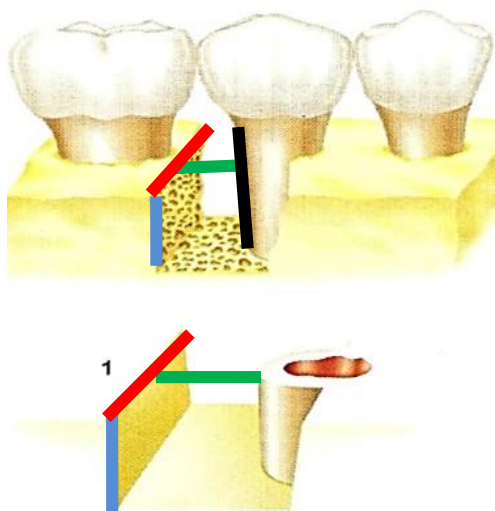
Dessa forma, após análise dos especialistas, foram delineados os conceitos técnicos para cada mensuração da seguinte forma:

1. **Altura do defeito** – considerada a distância em mm entre a junção cimento-esmalte (plataforma do implante) e a porção mais apical do defeito ósseo, paralelo ao dente/implante;
2. **Profundidade do defeito** – considerada a distância em mm entre a porção mais coronal da crista óssea e a porção mais apical do defeito ósseo, paralelo ao defeito;
3. **Largura do defeito** – considerada a distância em mm entre a parede proximal do defeito e a superfície dentária ou do implante associada ao defeito;

4. **Comprimento do defeito** – considerada a distância em mm entre a porção mais vestibular e a porção mais lingual da crista óssea, medidas pela sua porção mais coronal.

Além de obter essas medidas, os periodontistas classificaram o defeito observado, de acordo com o previsto na figura 2. Os defeitos foram classificados de acordo com o número de paredes ósseas remanescentes que o circundava. Dente ou implante nunca era considerado parede. A figura 3 mostra como as 4 medidas acima referidas deveriam ser auferidas:

**Figura 3** – Medidas que foram procedidas na imagem



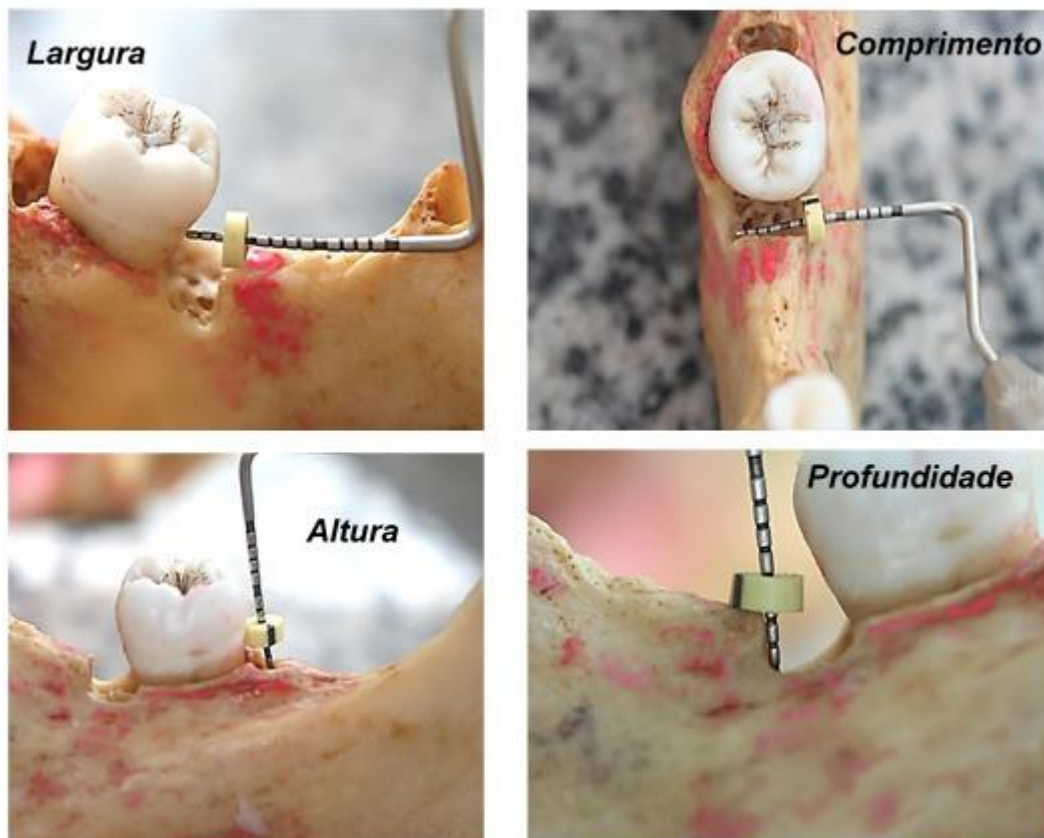
**Fonte:** Adaptado de Duarte (2002).

Legenda: linha preta – altura do defeito; linha azul – profundidade do defeito; linha verde - largura do defeito; linha vermelha – comprimento do defeito.

Na mandíbula seca, essas medidas foram registradas através de uma sonda milimetrada (Hu-Friedy North Caroline Periodontal Probe #15<sup>®</sup>) associada a um cursor de silicone (Maillefer silicone stops A 197A 02<sup>®</sup>), no mesmo padrão de medida observado na figura 3. A figura 4 traz um exemplo do uso da sonda milimetrada associada ao cursor, para registro da medida. Após a marcação da medida na mandíbula, um paquímetro digital (Zaas precision digital caliper<sup>®</sup>) foi usado para obter o valor preciso da distância mensurada (figura 5). Uma vez obtido o consenso técnico, apenas o pesquisador que confeccionou os defeitos realizava as medidas nos defeitos, as registrou por cada defeito e essas medidas

foram consideradas padrão-ouro. Apenas o pesquisador conhecia as medidas reais diretamente na mandíbula seca.

**Figura 4** – Exemplo de medidas na peça anatômica de defeitos periodontais, mostrando o registro de cada medida e posterior obtenção do valor através de paquímetro digital.



**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

**Figura 5** - Obtenção de medida linear através de paquímetro digital.



**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

#### **ETAPA 4 - AQUISIÇÃO TOMOGRÁFICA**

Foi utilizado para a aquisição das imagens o equipamento de tomografia de feixe cônico KODAK Carestream, modelo CS9000 3D<sup>®</sup>, disponibilizado pelo laboratório TCFC 3D da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia. Com relação às imagens obtidas, foram estabelecidos 3 diferentes valores de *voxel* (0,076mm, 0,2mm e 0,4mm) e 3 diferentes mili-amperagens (2mA, 4mA e 8mA), e foi registrado o valor do produto kerma-área para cada aquisição, dado em mGy.cm<sup>2</sup>, exposto no relatório de dose do equipamento.

As mandíbulas foram, previamente, imersas em água (temperatura ambiente), num recipiente de isopor e mantidas submersas por 24 horas, até a realização da tomografia. As aquisições foram realizadas com as peças anatômicas imersas em água, de modo a simular a atenuação do feixe de raios X.

#### **ETAPA 5 - PROCEDIMENTO DE AVALIAÇÃO DA IMAGEM TOMOGRÁFICA**

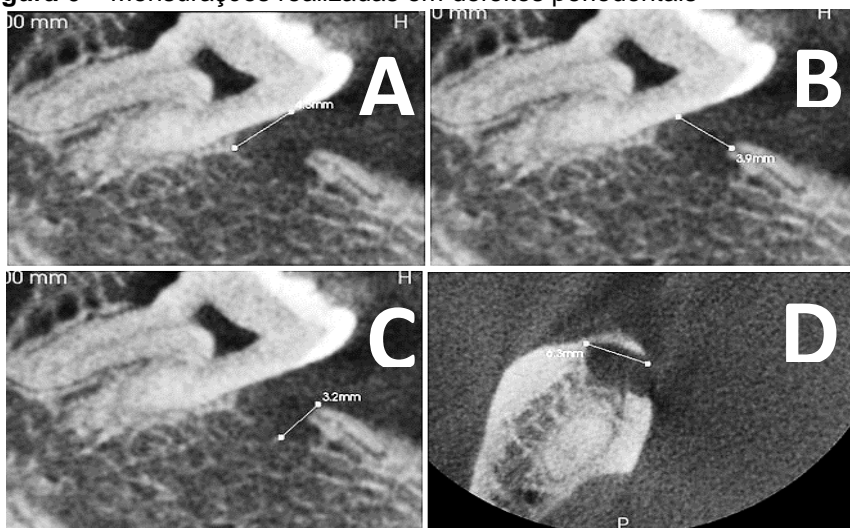
O experimento foi cego para os examinadores que interpretaram as imagens, exceto pelo fato de serem informados onde os defeitos estavam localizados, sendo que os examinadores eram radiologistas e foram selecionados pelo critério de experiência no equipamento escolhido para a pesquisa.

Os examinadores foram orientados a trabalhar a imagem usando apenas as ferramentas de densidade, brilho, contraste e magnificação, e a usar o longo eixo do defeito como referência inicial para o alinhamentos dos três eixos da imagem. Os radiologistas deveria, inicialmente, classificar o defeito e em seguida realizar as mensurações solicitadas. A tela de leitura para todos os defeitos era a de corte oblíquo (multiplanar).



Nessa tela, os avaliadores alinhavam os três eixos seguindo o centro do defeito, e em seguida iniciavam as medidas. As imagens eram varridas pelo examinador, até que as referências de medida fossem identificadas. As figuras 6, 7 e 8 mostram como as mensurações eram feitas nas imagens de dente e implantes.

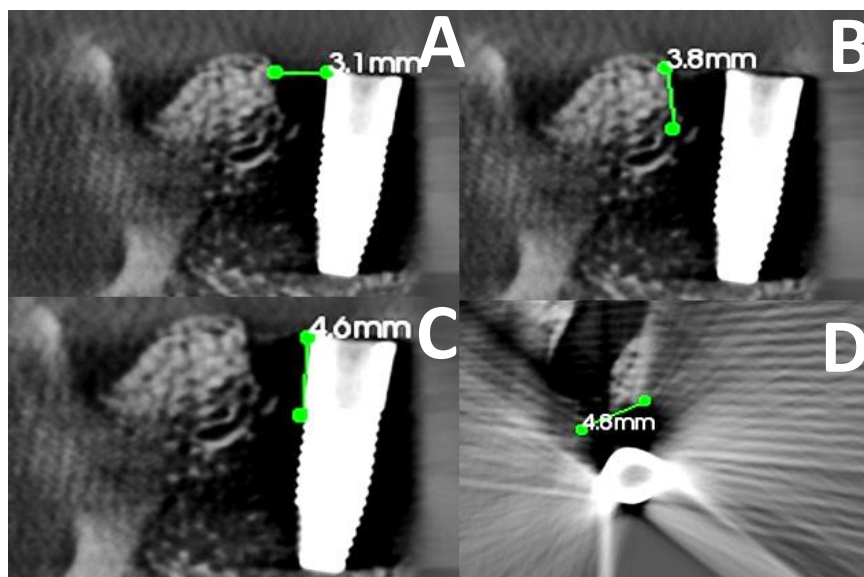
**Figura 6 – Mensurações realizadas em defeitos periodontais**



**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

**Legenda:** A – altura; B – largura; C – profundidade; D – comprimento.

**Figura 7 – Mensurações realizadas em defeitos peri-implantares CM.**

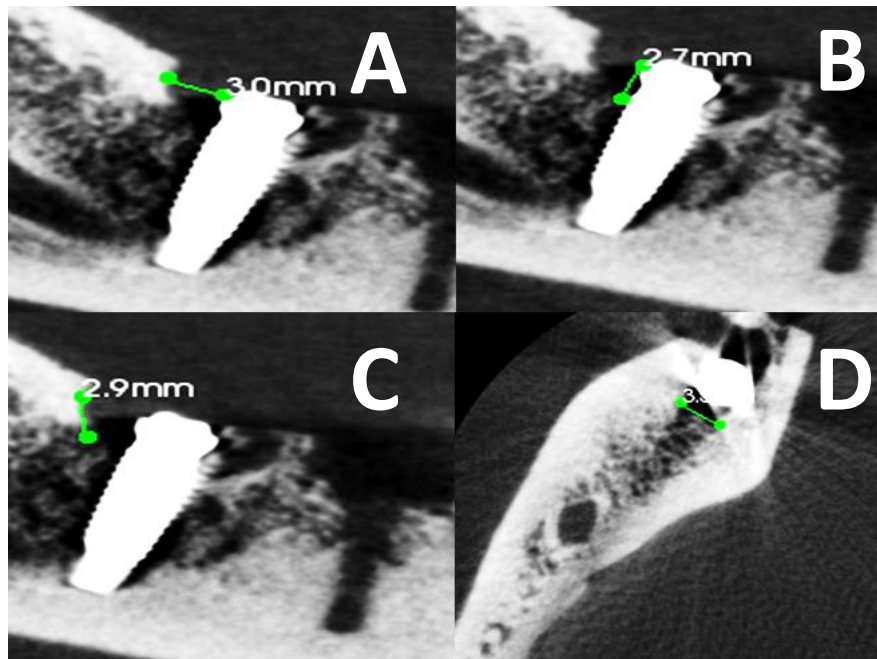


**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

**Legenda:** A – largura; B – profundidade; C – altura; D – comprimento.



**Figura 8** – Mensurações realizadas em defeitos peri-implantares HE.



**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

**Legenda:** A – largura; B – profundidade; C – altura; D – comprimento.

Os examinadores foram apresentados aos conceitos de cada medida definidos previamente pelo consenso do periodontistas, e de classificação. Uma vez tendo clareza nessas medidas, lhes foi solicitado que as realizasse sob a observação do pesquisador que criou os defeitos nas mandíbulas, com finalidade de registrar os valores relatados pelos examinadores.

O examinador era solicitado a falar o valor obtido na medida em questão, e o pesquisador anotava o valor num quadro padrão (Quadro 1- Anexo 1). No quadro aparecem espaços para medida tanto do lado esquerdo quanto direito, em todos os tempos de análise, por examinador.

Dois examinadores, com formação em radiologia odontológica e com experiência no equipamento avaliado, participaram do experimento. No dia da leitura do exame, o radiologista recebia uma tomografia, aleatoriamente, com a menor mA (2mA) e com o menor *voxel* (0,076mm) e realizava a análise. Com intervalos de 10 minutos, repetia a avaliação para o *voxel* de 0,2mm e no mesmo intervalo, no *voxel* de 0,4mm. E assim sucessivamente, até que todas as

imagens fossem analisadas. Posteriormente, após 1 semana, repetia-se o procedimento sorteando aleatoriamente a imagem que seria analisada, e repetia-se o procedimento.

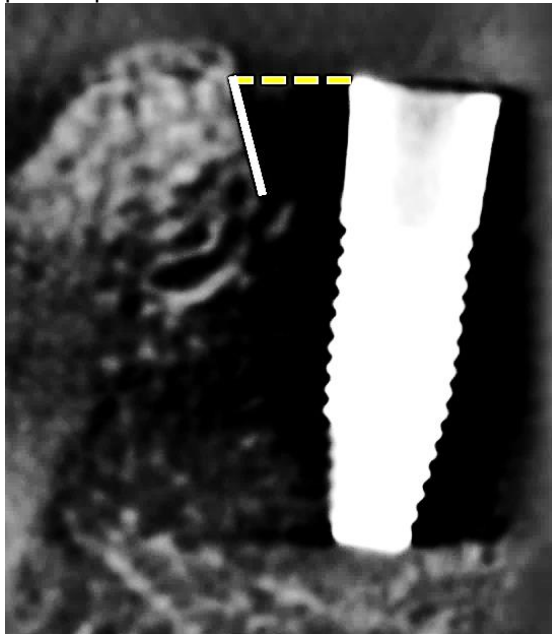
Para implantes CM, a marcação do início da medida de profundidade (da crista óssea até a porção mais apical do defeito) deveria ser feita a partir da altura da plataforma do implante (figura 9). Para os implantes HE, a medida de profundidade era realizada a partir do ombro do implante.

As imagens foram avaliadas num monitor widescreen (proporção 16:10) da marca DELL modelo UltraSharp™ U2410, 24 polegadas, resolução máxima de 1.920 x 1.200, intensidade de 1,07 bilhão de cores e gama de cores de 110% (típica) (tecnologia PremierColor), taxa dinâmica de contraste de 80.000:1 e tecnologia In-Plane Switching (IPS), no CS 3D *imaging software*.

A análise de confiabilidade foi efetuada através da avaliação da concordância intra e entre examinadores calculada pelo coeficiente de correlação intraclass two way ICC. Para interpretação dos valores do ICC, foi utilizada a escala de valores sugerida por Fleiss (1999). Essa mesma abordagem foi utilizada quando da avaliação da acurácia (validade) dos examinadores comparados com o padrão-ouro adotado no estudo, por não haver ponto de corte para produzir dicotomia nos resultados do padrão-ouro.

Não foram calculadas estatísticas inferenciais devido ao plano amostral não ser probabilístico, não permitindo a adequada estimativa do erro-padrão (Ludwig, 2005 e Maxwell e Delaney, 2004). As análises foram efetuadas no pacote estatístico R, versão 3.1 R Development Core Team (2014).

**Figura 9** - Implante CM, medida de profundidade. Como o implante CM tem indicação de instalação a 2 mm apicalmente à crista óssea, a referência de crista do defeito deve ser feita a partir da plataforma do implante. A linha amarela ortogonal tracejada indica o ponto na crista a partir do qual foi realizada a medida de profundidade. A linha branca indica a mensuração correta de profundidade para implante CM.



**Fonte:** Imagem obtida pelo autor.

## **5. RESULTADOS**

Nas tabelas 2, 3 e 4 encontramos a estatística descritiva (em termos de média e desvio-padrão) das variáveis em estudo (altura, profundidade, largura, comprimento e número de paredes), para ambos examinadores, em medidas periodontais e peri-implantares, agrupadas nos três momentos de avaliação (M1, M2 e M3) e pela face (m - mesial ou d - distal) onde estava localizado o defeito.

As tabelas apresentam a descrição de todas as medidas realizadas pelos examinadores ao longo do experimento, em termo de média e desvio-padrão e o número de paredes de cada defeito.

**Tabela 1 – Média e desvio-padrão das variáveis em estudo para defeitos periodontais**

<b>PERIODONTO</b>		<b>MEDIDAS DE ALTURA</b>											
		<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>					
		M1		M2		M3		M1		M2		M3	
		m	d	m	D	m	d	m	D	m	d	m	d
Média		3	2,7	2,9	2,8	3	2,8	3,3	4,4	3,3	4,3	3,2	4,1
Desvio-padrão		0,3	0,4	0,4	0,4	0,2	0,5	0,2	0,7	0,3	0,8	0,2	0,8
		<b>MEDIDAS DE PROFUNDIDADE</b>											
		<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>					
		M1		M2		M3		M1		M2		M3	
		m	d	m	d	m	d	M	D	m	d	m	d
Média		2,5	2,2	2,5	2,3	2,4	2,4	3	2,2	3	2,2	2,9	2,3
Desvio-padrão		0,2	0,3	0,3	0,3	0,2	0,4	0,4	0,5	0,5	0,4	0,4	0,5
		<b>MEDIDAS DE LARGURA</b>											
		<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>					
		M1		M2		M3		M1		M2		M3	
		m	d	m	d	m	d	M	D	m	d	m	d
Média		3,3	2,8	3,2	3	3,4	3	3,2	2,4	3,2	2,4	3,1	2,4
Desvio-padrão		0,2	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,8	0,3	0,7	0,4	0,7
<b>PERIODONTO</b>		<b>MEDIDAS DE COMPRIMENTO</b>											
		<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>					
		M1		M2		M3		M1		M2		M3	
		m	d	m	d	m	d	M	d	m	d	m	d
Média		6,9	6,8	6,9	6,8	6,9	6,9	7,1	9,7	7,1	7,5	7,1	7,6
Desvio-padrão		1,2	1,4	1,1	1,4	1,1	1,2	1,3	1,7	1,4	1,6	1,4	1,7
		<b>NÚMERO DE PAREDES</b>											
		<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>					
		M1		M2		M3		M1		M2		M3	
		m	d	m	d	m	d	M	d	m	d	m	d
Média		1,5	2	1,5	2	1,5	2	1,6	2	1,8	2	1,7	2
Desvio-padrão		0,5	1	0,5	1	0,5	1	0,5	1	0,4	1	0,5	1

Fonte: Elaboração do autor.

**Tabela 2** – Média e desvio-padrão das variáveis em estudo para defeitos peri-implantares em fixações tipo HE

PERI-IMPLANTE HE													
MEDIDAS DE ALTURA													
	EXAMINADOR 1						EXAMINADOR 2						
	M1		M2		M3		M1		M2		M3		
	m	d	m	d	m	d	m	d	m	d	M	d	
Média	2,1	2,2	2,1	2,4	2,3	2,2	3,3	4,4	3,3	4,3	3,2	4,1	
Desvio-padrão	0,4	0,3	0,5	1,2	0,5	0,7	0,2	0,7	0,3	0,8	0,2	0,8	
MEDIDAS DE PROFUNDIDADE													
	EXAMINADOR 1						EXAMINADOR 2						
	M1		M2		M3		M1		M2		M3		
	m	d	m	d	m	d	m	d	m	d	M	d	
Média	1,9	2,6	1,7	1,7	1,8	1,7	2,2	2,4	2,4	2,3	2,4	2,3	
Desvio-padrão	0,6	0,4	0,5	0,5	0,4	0,5	0,4	0,3	0,5	0,5	0,5	0,7	
MEDIDAS DE LARGURA													
	EXAMINADOR 1						EXAMINADOR 2						
	M1		M2		M3		M1		M2		M3		
	m	d	m	d	m	d	m	d	m	d	M	d	
Média	2,4	2	2,2	1,9	2,3	2,1	2,2	2,2	2,3	2	2,4	2,3	
Desvio-padrão	0,9	0,7	0,9	0,8	0,9	0,7	0,8	0,7	0,8	0,7	0,9	0,7	
MEDIDAS DE COMPRIMENTO													
	EXAMINADOR 1						EXAMINADOR 2						
	M1		M2		M3		M1		M2		M3		
	m	d	m	d	m	d	m	d	m	d	M	d	
Média	5,1	4,1	5	4	5	3,8	4,9	4,1	4,9	4,1	5	4,1	
Desvio-padrão	1,3	1	1,3	1	1,3	1,1	1,1	1	1,2	1	1,3	1,1	
NÚMERO DE PAREDES													
	EXAMINADOR 1						EXAMINADOR 2						
	M1		M2		M3		M1		M2		M3		
	m	d	m	d	m	d	m	d	m	d	M	d	
Média	2	2,7	1,8	2,7	2,7	2,7	2	2,6	1,8	2,5	1,8	2,5	
Desvio-padrão	0	0,5	0,4	0,5	0,5	0,5	0	0,5	0,4	0,5	0,4	0,5	

Fonte: Elaboração do autor.

**Tabela 3** – Média e desvio-padrão das variáveis em estudo para defeitos peri-implantares em fixações tipo CM

<b>PERI-IMPLANTE CM</b>													
<b>MEDIDAS DE ALTURA</b>													
	<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>						
	<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		
	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	
Média	3	3,1	3,2	3	3,2	3	3,1	3,2	3,4	3,2	3,3	3,3	
Desvio-padrão	0,5	0,3	0,4	0,3	0,3	0,3	0,5	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	
<b>PERI-IMPLANTE CM</b>													
<b>MEDIDAS DE PROFUNDIDADE</b>													
	<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>						
	<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		
	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	
Média	2,6	2,1	2,5	2	2,6	2	2,9	2,4	2,7	2,3	2,6	2,3	
Desvio-padrão	0,4	0,4	0,6	0,3	0,4	0,3	0,5	0,6	0,7	0,7	0,6	0,7	
<b>PERI-IMPLANTE CM</b>													
<b>MEDIDAS DE LARGURA</b>													
	<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>						
	<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		
	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	
Média	2,7	2	2,6	1,8	2,7	1,9	2,7	1,8	2,7	1,7	2,8	1,8	
Desvio-padrão	0,3	0,5	0,2	0,5	0,2	0,5	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	
<b>PERI-IMPLANTE CM</b>													
<b>MEDIDAS DE COMPRIMENTO</b>													
	<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>						
	<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		
	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	
Média	3,7	6,7	2,7	6,6	3,7	6,5	4,2	7,2	4,2	7,2	4,1	7,5	
Desvio-padrão	1,1	2,4	1	2,3	1	2,3	0,8	1,9	0,8	1,9	0,7	1,5	
<b>PERI-IMPLANTE CM</b>													
<b>NÚMERO DE PAREDES</b>													
	<b>EXAMINADOR 1</b>						<b>EXAMINADOR 2</b>						
	<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		<b>M1</b>		<b>M2</b>		<b>M3</b>		
	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	<b>m</b>	<b>d</b>	
Média	2,5	1,5	2,5	1,5	2,5	1,5	2,2	1,3	2	1,5	2,2	1,3	
Desvio-padrão	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,4	0,5	0,6	0,5	0,4	0,5	

Fonte: Elaboração do autor.

Cada região de defeito (periodontal e peri-implantar) foi submetida a análise pelo CCI, e os valores de concordância foram avaliados de modo pareado. Nas tabelas 4, 5, 6 são mostrados os valores absolutos do CCI para as medidas em questão, em defeitos periodontais e peri-implantares, por mA. O grau de concordância foi determinado por Fleiss em 1999, para CCI, quais sejam:

CCI 0,4 ou menor – concordância baixa

CCI de 0,4 a 0,75 – concordância mediana

CCI acima de 0,75 – concordância alta

**Tabela 4** – Valores de concordância entre examinadores e padrão-ouro com variação de mA, para defeitos periodontais

PERIODONTO												
A	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,57	0,73	0,67	0,38	0,73	0,83	0,35	0,42	0,77	0,35	0,51	0,66
E2 X OURO	0,45	0,54	0,66	0,83	0,64	0,60	0,14	0,50	0,26	0,70	0,67	0,55
C	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,78	0,85	0,82	0,85	0,87	0,89	0,81	0,88	0,80	0,81	0,85	0,83
E2 X OURO	0,76	0,74	0,76	0,78	0,76	0,72	0,80	0,81	0,81	0,76	0,77	0,81
L	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,30	0,21	0,25	0,25	0,21	0,35	0,15	0,16	0,35	0,10	0,30	0,25
E2 X OURO	0,10	0,26	0,27	X	0,20	0,20	X	0,13	X	0,08	0,28	0,19
P	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	X	X	X	0,14	0,16	0,25	0,28	0,10	0,28	X	0,08	X
E2 X OURO	X	X	0,45	X	X	X	X	X	X	0,13	X	0,18
W	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,71	1	1	0,71	1	1	1	1	0,71	1	1	0,83
E2 X OURO	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0,79	0,83	0,83

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C – comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo, GERAL – valores de CCI sem interferência de mA ou de voxel. X – correlação negativa ou não encontrada

Com relação aos defeitos periodontais, quando a concordância com o padrão-ouro foi avaliada sem interferência de mA ou de voxel (coluna “GERAL” nas tabelas 4, 5 e 6), e esses valores foram confrontados com aqueles verificados para cada valor de mA em avaliação, observou-se que, para as medidas lineares e a classificação dos defeitos periodontais, não houve impacto na concordância.

Para as avaliações de altura, a concordância foi considerada mediana. Comprimento e número de paredes obtiveram concordância alta, ao passo que



largura e profundidade tiveram baixa concordância. Fato identicamente observado quando a concordância foi mensurada na aba geral da tabela, onde nenhuma influência de mA e/ou voxel aconteceu na análise.

Avaliando os resultados para implante tipo hexágono externo (HE), em termos de altura, a concordância foi baixa para 8 mA e mediana para o 2 mA e 4 mA. Para comprimento, a concordância foi alta para 2 mA, mediana para 4 e 8 mA. Em largura, ocorreu alta concordância em 2 e 4 mA, e mediana em 8 mA. Profundidade foi baixa para todos mA, e o número de paredes foi alta para 2 mA, mediana para 4 mA e baixa para 8 mA. Tanto o número de paredes quando as avaliações de comprimento melhoraram quando avaliadas com 2 e 4 mA, em relação à coluna geral da tabela 5.

**Tabela 5** – Valores de concordância entre examinadores e padrão-ouro com variação de mA, para defeitos peri-implantares HE.

PERI-IMPLANTE HE												
A	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,64	0,63	0,69	0,57	0,47	0,44	0,13	0,25	0,41	0,39	0,40	0,40
E2 X OURO	0,69	0,88	0,71	0,42	0,40	0,47	0,28	0,28	0,44	0,36	0,37	0,45
C	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,82	0,78	0,77	0,55	0,61	0,51	0,32	0,33	0,31	0,36	0,41	0,42
E2 X OURO	0,60	0,78	0,68	0,63	0,67	0,50	0,14	0,22	0,29	0,40	0,46	0,37
L	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,91	0,93	0,88	0,90	0,77	0,82	0,66	0,49	0,51	0,80	0,84	0,73
E2 X OURO	0,89	0,80	0,76	0,83	0,67	0,79	0,66	0,60	0,52	0,79	0,82	0,84
P	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,26	0,30	0,13	0,23	0,27	0,28	0,18	0,24	0,29	0,13	0,26	0,25
E2 X OURO	0,45	0,36	0,39	0,32	0,44	0,67	0,31	0,25	0,34	0,25	0,51	0,49
W	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,77	0,76	0,76	0,76	0,76	0,71	X	X	X	0,50	0,50	0,50
E2 X OURO	0,76	0,76	0,78	0,56	0,56	0,56	X	X	X	0,39	0,33	0,44

Fonte: Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C – comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo, GERAL – valores de CCI sem interferência de mA ou de voxel. X – correlação negativa ou não encontrada

**Tabela 6** – Valores de concordância entre examinadores e padrão-ouro com variação de mA, para defeitos peri-implantares CM.

PERI-IMPLANTE CM												
A	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	X	0,51	0,48	X	X	0,12	X	X	X	X	0,09	X
E2 X OURO	X	0,47	0,45	X	0,19	0,22	X	0,08	X	0,13	0,16	0,21
C	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,79	0,79	0,71	0,76	0,71	0,65	0,36	0,23	0,25	0,68	0,68	0,58
E2 X OURO	0,84	0,85	0,80	0,70	0,81	0,66	0,36	0,23	0,32	0,55	0,81	0,67
L	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,15	0,17	0,17	0,03	0,02	0,02	0,10	0,05	X	0,11	0,08	0,09
E2 X OURO	X	0,08	0,04	X	X	0,04	0,10	0,08	X	X	0,03	0,02
P	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,40	0,45	0,48	0,22	0,24	0,13	0,16	0,13	0,05	0,15	0,14	0,09
E2 X OURO	0,45	0,50	0,49	0,37	0,26	0,13	0,10	0,18	X	0,20	0,19	0,24
W	2 mA			4 mA			8 mA			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	1	1	1	1	1	1	0,66	0,66	0,66	0,89	0,89	0,89
E2 X OURO	X	1	1	X	1	1	0,71	0,71	0,56	0,55	0,89	0,55

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo, GERAL – valores de CCI sem interferência de mA ou de voxel. X – correlação negativa ou não encontrada

A avaliação do impacto da mA na interpretação de defeitos peri-implantares em fixações tipo *cone morse* (CM) mostrou que a altura e a profundidade obtiveram concordância mediana em 2 mA e baixa em 4 e 8 mA. O comprimento mostrou alta concordância em 2 mA e 4mA e baixa em 8 mA. A largura apresentou baixa concordância em todas as avaliações, e o número de paredes demonstrou alta concordância em 2, 4 e mediana para 8 mA. Todas as avaliações tiveram a mais baixa concordância em 8 mA.

A tabela 7 sumariza os resultados de concordância para defeitos periodontais e peri-implantares, aferidos pelo CCI, nas diferentes mA avaliadas, e nas diferentes medidas lineares e quantitativas de paredes dos defeitos tomografados.

**Tabela 7** – Resumo dos resultados de concordância através da classificação de Fleiss (1999).

	CONCORDÂNCIA		
	2 mA	4 mA	8 mA
<b>PERIODONTAL</b>			
ALTURA	Mediana	Mediana	Mediana
COMPRIMENTO	Alta	Alta	Alta
LARGURA	Baixa	Baixa	Baixa
PROFUNDIDADE	Baixa	Baixa	Baixa
NÚMERO DE PAREDES	Alta	Alta	Alta
	CONCORDÂNCIA		
	2 mA	4 mA	8 mA
<b>PERI-IMPLANTAR HE</b>			
ALTURA	Mediana	Mediana	Baixa
COMPRIMENTO	Alta	Mediana	Mediana
LARGURA	Alta	Alta	Mediana
PROFUNDIDADE	Baixa	Baixa	Baixa
NÚMERO DE PAREDES	Alta	Mediana	Baixa
	CONCORDÂNCIA		
	2 mA	4 mA	8 mA
<b>PERI-IMPLANTAR CM</b>			
ALTURA	Mediana	Baixa	Baixa
COMPRIMENTO	Alta	Mediana	Baixa
LARGURA	Baixa	Baixa	Baixa
PROFUNDIDADE	Mediana	Baixa	Baixa
NÚMERO DE PAREDES	Alta	Alta	Mediana

**Fonte:** Elaboração o autor.

Nas tabelas 8, 9 e 10 são mostrados os valores absolutos do CCI para as medidas em questão, em defeitos periodontais e peri-implantares, para os três valores de *voxel* avaliados nesta pesquisa. No defeitos periodontais, as medidas de altura tiveram concordância mediana em qualquer dos *voxels* avaliados. Comprimento e número de paredes apresentaram alta concordância, enquanto os valores de largura e profundidade apresentaram baixa concordância.

Quando os valores de *voxel* foram confrontados à coluna geral da tabela 7, não se observou alteração de concordância, sugerindo ausência de impacto da variação do *voxel* na avaliação de defeitos periodontais *in vitro* nesse experimento.

**Tabela 8** – Valores de concordância entre examinadores e padrão-ouro com variação de voxel, para defeitos periodontais.

PERIODONTO												
A	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,58	0,54	0,68	0,74	0,56	0,58	0,51	0,71	0,77	0,35	0,51	0,66
E2 X OURO	0,58	0,55	0,29	0,60	0,51	0,61	0,61	0,70	0,76	0,70	0,67	0,55
C	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,83	0,87	0,92	0,85	0,87	0,92	0,97	0,92	0,89	0,81	0,85	0,83
E2 X OURO	0,95	0,77	0,75	0,77	0,77	0,82	0,82	0,84	0,82	0,70	0,77	0,81
L	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,16	0,13	0,21	0,15	0,10	0,15	0,30	0,11	0,15	0,10	0,30	0,25
E2 X OURO	0,15	0,17	0,12	0,07	0,42	0,28	0,16	0,08	0,10	0,08	0,28	0,19
P	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,08	0,06	X	0,09	X	0,10	X	0,13	0,15	X	0,08	X
E2 X OURO	X	X	0,12	X	X	X	X	0,10	0,13	0,13	X	0,18
W	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0,83
E2 X OURO	1	0,71	0,71	1	1	1	1	1	1	0,79	0,83	0,83

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo, GERAL – valores de CCI sem interferência de mA ou de voxel. X – correlação negativa ou não encontrada

Avaliando defeitos peri-implantares em fixações tipo HE, observou-se que a concordância mostrou-se mediana para altura, comprimento, e número de paredes, alta para medidas em largura e baixa para avaliações de profundidade. Comparando-se à concordância da coluna geral da tabela 8, não ocorreu modificação importante nesse valores.

**Tabela 9** – Valores de concordância entre examinadores e padrão-ouro com variação de voxel, para defeitos peri-implantares HE.

PERI-IMPLANTE HE												
A	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,49	0,58	0,51	0,52	0,56	0,53	0,40	0,46	0,56	0,39	0,40	0,40
E2 X OURO	0,66	0,69	0,66	0,61	0,65	0,73	0,57	0,53	0,63	0,36	0,37	0,45
C	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,54	0,52	0,48	0,52	0,49	0,58	0,49	0,52	0,52	0,36	0,41	0,42
E2 X OURO	0,60	0,55	0,58	0,51	0,57	0,58	0,45	0,56	0,51	0,40	0,46	0,37
L	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,85	0,87	0,88	0,95	0,89	0,87	0,61	0,53	0,67	0,80	0,84	0,73
E2 X OURO	0,90	0,86	0,91	0,92	0,91	0,89	0,68	0,66	0,68	0,79	0,82	0,84
P	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,20	0,35	0,34	0,38	0,36	0,38	0,10	0,24	0,30	0,13	0,26	0,25
E2 X OURO	0,34	0,44	0,35	0,42	0,40	0,41	0,36	0,40	0,43	0,25	0,51	0,49
W	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,50	0,50	0,50
E2 X OURO	0,44	0,36	0,44	0,44	0,44	0,36	0,44	0,62	0,62	0,39	0,33	0,44

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo, GERAL – valores de CCI sem interferência de mA ou de voxel. X – correlação negativa ou não encontrada

Nos defeitos peri-implantares de fixações tipo *cone morse*, as avaliações de altura, largura e profundidade apresentaram baixa concordância, comprimento apresentou concordância mediana e o número de paredes mostrou-se com alta concordância.

**Tabela 10** – Valores de concordância entre examinadores e padrão-ouro com variação de *voxel*, para defeitos peri-implantares CM.

PERI-IMPLANTE CM												
A	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,09	X
E2 X OURO	0,20	0,25	0,30	0,13	0,21	0,14	X	0,21	0,29	0,13	0,16	0,21
C	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,56	0,67	0,53	0,78	0,80	0,76	0,59	0,56	0,61	0,68	0,68	0,58
E2 X OURO	0,66	0,55	0,63	0,68	0,60	0,66	0,78	0,78	0,85	0,55	0,81	0,67
L	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,10	0,07	0,08	0,12	0,10	0,10	0,13	0,13	0,13	0,11	0,08	0,09
E2 X OURO	0,09	0,03	0,08	0,05	0,04	0,17	X	X	X	X	0,03	0,02
P	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	0,15	0,18	0,20	0,24	0,21	0,22	0,14	0,11	0,15	0,15	0,14	0,09
E2 X OURO	0,30	0,23	0,30	0,27	0,28	0,26	0,16	0,28	0,22	0,20	0,19	0,24
W	0,076			0,2			0,4			GERAL		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X OURO	1	1	1	1	1	1	0,71	0,71	0,71	0,89	0,89	0,89
E2 X OURO	0,71	1	0,71	0,71	1	0,71	0,28	0,71	0,71	0,55	0,89	0,55

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo, GERAL – valores de CCI sem interferência de mA ou de *voxel*. X – correlação negativa ou não encontrada

Em linhas gerais, os valores de mA mais baixos (2 mA na maioria das vezes e 4 mA) tenderam a melhorar a concordância com o padrão ouro para as avaliações em implante (HE e CM), e não modificaram a concordância em defeitos periodontais.

Em termos de variação de *voxel*, não foram notadas variações em termos de concordância, seja em defeitos periodontais seja em defeitos peri-implantares.

Nas tabelas de 11 a 13 encontramos os valores de CCI entre examinadores nos três tempos avaliados para os diferentes valores de mA investigados nessa pesquisa.

**Tabela 11** – Valores de concordância entre examinadores para variação de mA em defeitos periodontais.

PERIODONTO									
A	2 mA			4 mA			8 mA		
E1 X E2	0,75	0,86	0,76	0,77	0,80	X	0,73	0,75	0,77
C	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,98	0,89	0,97	0,89	0,91	0,87	0,96	0,80	0,79
L	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,32	0,48	0,57	0,51	0,81	0,66	0,25	0,56	0,77
P	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,98	0,97	0,97	0,88	0,87	0,74	0,88	0,80	0,76
W	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	1	1	1	1	1	1	1	1	1

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo. X – correlação negativa ou não encontrada.

**Tabela 12** – Valores de concordância entre examinadores para variação de mA em defeitos peri-implantares em fixações tipo HE.

PERI-IMPLANTE HE									
A	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,89	0,79	0,94	0,81	0,90	0,88	0,77	0,71	0,81
C	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,94	0,89	0,95	0,97	0,91	0,89	0,77	0,75	0,89
L	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,96	0,98	0,91	0,94	0,88	0,89	0,87	0,93	0,94
P	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,70	0,90	0,94	0,95	0,86	0,76	0,81	0,79	0,92
W	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	1	1	1	0,71	0,71	1	X	1	1

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo. X – correlação negativa ou não encontrada.

**Tabela 13** – Valores de concordância entre examinadores para variação de mA em defeitos peri-implantares em fixações tipo CM.

PERI-IMPLANTE CM									
A	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,71	0,78	0,83	0,89	0,77	0,77	0,45	0,46	0,45
C	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,79	0,90	0,81	0,83	0,87	0,81	0,79	0,87	0,84
L	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,66	0,69	0,81	0,88	0,79	0,91	0,67	0,67	0,88
P	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,87	0,87	0,78	0,78	0,89	0,92	0,67	0,88	0,91
W	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	1	1	0,71	1	1	1	X	0,71	0,71

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo. X – correlação negativa ou não encontrada.

Nas tabelas de 14 a 16, são apresentados os valores de CCI entre examinadores nos três tempos avaliados e nos diferentes valores de *voxel* testados neste experimento.

**Tabela 14** – Valores de concordância entre examinadores com variação de *voxel*, para defeitos periodontais.

PERIODONTO									
A	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,88	0,78	0,82	0,77	0,78	0,86	0,76	0,82	0,81
C	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,91	0,91	0,92	0,86	0,93	0,87	0,88	0,91	0,86
L	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,87	X	0,61	0,81	0,79	0,76	0,77	0,78	0,88
P	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,65	0,67	0,75	0,62	0,73	0,72	0,66	0,76	0,78
W	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	1	1	0,71	0,71	1	0,71	1	1	1

**Fonte:** Elaboração do autor,

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 15** – Valores de concordância entre examinadores com variação de *voxel*, para defeitos peri-implantares em fixações tipo HE.

PERI-IMPLANTE HE									
A	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,90	0,90	0,95	0,80	0,94	0,94	0,85	0,88	0,96
C	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,96	0,98	0,91	0,89	0,91	0,94	0,94	0,94	0,92
L	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,91	0,92	0,88	0,95	0,93	0,89	0,89	0,92	0,92
P	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,92	0,85	0,85	0,91	0,96	0,91	0,83	0,87	0,87
W	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	1	1	1	0,71	0,71	1	0,71	0,71	1

**Fonte:** Elaboração do autor,

Legenda: A – altura, C- comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 16** – Valores de concordância entre examinadores com variação de *voxel*, para defeitos peri-implantares em fixações tipo CM

PERI-IMPLANTE CM									
A	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,86	0,79	0,78	0,77	0,91	0,91	0,89	0,92	0,90
C	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,75	0,78	0,88	0,91	0,91	0,79	0,89	0,84	0,90
L	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,78	0,91	0,90	0,90	0,89	0,77	0,89	0,92	0,96
P	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	0,78	0,95	0,91	0,76	0,81	0,85	0,91	0,91	0,85
W	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E2	1	1	0,70	1	1	1	1	0,71	1

**Fonte:** Elaboração do autor,

Legenda: A – altura, C- comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

Com relação à avaliação entre os examinadores, independente de variação em mA e *voxel*, notou-se uma concordância, em sua maioria, alta para todas as medidas avaliadas. Concordância mediana foi notada em alguma verificações de número de paredes para os dois tipos de implante.

Os resultados do CCI para a avaliação intra-examinadores estão apresentadas nas tabelas 17, 18 e 19 (para variação de mA) e nas tabelas 20, 21 e 22 (para variações de *voxel*). Os resultados de concordância acompanharam aqueles vistos para a análise entre examinadores.



**Tabela 17** – Valores de concordância intra-examinadores com variação de mA, para defeitos periodontais.

PERIODONTO									
A	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,97	0,95	0,95	0,94	0,91	0,92	0,88	0,95	0,94
E2 X E2	0,94	0,94	0,91	0,97	0,97	0,93	0,93	0,91	0,91
C	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,89	0,98	0,98	0,99	0,87	0,98	0,89	0,94	0,92
E2 X E2	0,91	0,89	0,89	0,88	0,89	0,95	0,91	0,91	0,84
L	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,91	0,97	0,94	0,94	0,94	0,91	0,93	0,83	0,88
E2 X E2	0,89	0,92	0,93	0,91	0,95	0,91	0,93	0,91	0,88
P	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,90	0,97	0,91	0,92	0,92	0,95	0,83	0,88	0,90
E2 X E2	0,95	0,96	0,89	0,92	0,98	0,92	0,88	0,91	0,81
W	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
E2 X E2	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Fonte: Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 18** – Valores de concordância intra-examinadores com variação de mA, para defeitos peri-implantares em fixações tipo HE.

PERI-IMPLANTE HE									
A	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,72	0,83	0,76	0,56	0,90	0,83	0,46	0,33	0,56
E2 X E2	0,85	0,75	0,78	0,61	0,77	0,69	0,84	0,41	0,79
C	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,98	0,71	0,83	0,89	0,76	0,92	0,77	0,59	0,56
E2 X E2	0,94	0,92	0,82	0,87	0,78	0,90	0,45	0,83	0,73
L	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,98	0,94	0,89	0,89	0,81	0,93	0,65	0,87	0,87
E2 X E2	0,86	0,96	0,84	0,80	0,88	0,86	0,87	0,84	0,78
P	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,69	0,78	0,77	0,69	0,93	0,90	0,77	0,89	0,88
E2 X E2	0,89	0,79	0,88	0,92	0,84	0,91	0,66	0,71	0,69
W	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	1	1	1	1	1	1	0,80	X	1
E2 X E2	1	1	1	0,71	0,71	0,71	1	0,71	X

Fonte: Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 19** – Valores de concordância intra-examinadores com variação de mA, para defeitos peri-implantares em fixações tipo CM.

PERI-IMPLANTE CM									
A	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,91	0,94	0,98	0,98	0,89	0,91	0,77	0,79	0,65
E2 X E2	0,88	0,94	0,91	0,87	0,98	0,78	0,83	0,81	0,85
C	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,89	0,96	0,94	0,94	0,91	0,84	0,77	0,86	0,76
E2 X E2	0,96	0,86	0,81	0,89	0,82	0,88	0,81	0,84	0,79
L	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,77	0,98	0,89	0,96	0,93	0,96	0,79	0,81	0,82
E2 X E2	0,89	0,95	0,95	0,91	0,96	0,96	0,82	0,81	0,76
P	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,87	0,81	0,94	0,92	0,91	0,87	0,79	0,89	0,88
E2 X E2	0,92	0,96	0,96	0,91	0,86	0,89	0,80	0,81	0,77
W	2 mA			4 mA			8 mA		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	1	1	1	1	1	0,80	1	X	X
E2 X E2	1	1	0,71	0,71	1	1	X	1	X

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 20** – Valores de concordância intra-examinadores com variação de voxel, para defeitos periodontais.

PERIODONTAL									
A	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,89	0,93	0,77	0,78	0,89	0,81	0,86	0,91	0,88
E2 X E2	0,89	0,96	0,80	0,82	0,92	0,81	0,79	0,93	0,85
C	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,84	0,92	0,84	0,86	0,92	0,84	0,84	0,81	0,91
E2 X E2	0,93	0,91	0,89	0,82	0,94	0,91	0,87	0,93	0,90
L	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,78	0,88	0,83	0,93	0,92	0,89	0,88	0,94	0,91
E2 X E2	0,76	0,90	0,82	0,83	0,81	0,92	0,94	0,90	0,91
P	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,93	0,96	0,95	0,96	0,92	0,94	0,98	0,91	0,93
E2 X E2	0,89	0,93	0,94	0,93	0,97	0,92	0,90	0,88	0,83
W	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
E2 X E2	1	1	1	1	1	1	1	1	1

**Fonte:** Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 21** – Valores de concordância intra-examinadores com variação de *voxel*, para defeitos peri-implantares em fixações tipo HE.

PERI-IMPLANTE HE									
A	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,87	0,91	0,88	0,89	0,79	0,91	0,95	0,96	0,89
E2 X E2	0,92	0,87	0,84	0,91	0,96	0,92	0,89	0,79	0,93
C	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,93	0,89	0,95	0,98	0,95	0,84	0,94	0,91	0,92
E2 X E2	0,84	0,95	0,91	0,93	0,97	0,82	0,88	0,89	0,92
L	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,83	0,91	0,95	0,97	0,89	0,90	0,94	0,93	0,97
E2 X E2	0,94	0,81	0,91	0,95	0,87	0,90	0,93	0,88	0,89
P	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,92	0,87	0,88	0,88	0,79	0,88	0,93	0,94	0,88
E2 X E2	0,89	0,91	0,95	0,89	0,95	0,89	0,83	0,95	0,92
W	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
E2 X E2	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Fonte: Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

**Tabela 22** – Valores de concordância intra-examinadores com variação de *voxel*, para defeitos peri-implantares em fixações tipo CM.

PERI-IMPLANTE CM									
A	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,78	0,84	0,79	0,89	0,80	0,89	0,92	0,77	0,89
E2 X E2	0,79	0,81	0,88	0,92	0,89	0,85	0,83	0,89	0,92
C	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,88	0,77	0,91	0,82	0,86	0,93	0,81	0,94	0,93
E2 X E2	0,69	0,76	0,88	0,82	0,88	0,79	0,81	0,94	0,91
L	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,67	0,78	0,77	0,84	0,78	0,69	0,88	0,89	0,79
E2 X E2	0,88	0,79	0,79	0,81	0,84	0,75	0,89	0,79	0,88
P	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	0,88	0,76	0,75	0,66	0,87	0,78	0,88	0,90	0,79
E2 X E2	0,78	0,88	0,89	0,93	0,76	0,82	0,81	0,91	0,83
W	0,076			0,2			0,4		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
E1 X E1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
E2 X E2	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Fonte: Elaboração do autor.

Legenda: A – altura, C - comprimento, L – largura, P – profundidade, W – paredes, E1 – examinador 1, E2 – examinador 2, T – tempo.

## **6. DISCUSSÃO**

A evolução em imagiologia odontológica vem sendo sustentada pela premissa de se conseguir a melhor imagem com finalidade diagnóstica com a menor exposição possível para o paciente, e essa premissa remonta às radiografias convencionais, passando pelas imagens digitais, e chegando finalmente à TCFC.

A tecnologia de TCFC veio para a Odontologia com a ideia de se construir um recurso tecnológico altamente específico para o trabalho do cirurgião-dentista, tentando suplantando os problemas oriundos da tomografia de feixe em leque, como custo, geração de artefatos e maior exposição para o paciente, ofertando em acréscimo a aquisição de imagens baseadas em volume, adequadas para a clínica odontológica.

Historicamente, observando a literatura dos últimos 8 anos, identificamos uma série de autores pontuando possíveis de aplicações da TCFC na Odontologia. Dentre muitas delas já bem documentadas, citam-se o planejamento de implantes e tratamento de patologias do complexo buco-maxilo-facial (YAJIMA et al., 2006), estudo da ATM e na ortodontia (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006), na endodontia e no trauma alvéolo dentário (MIRACLE, MUKHERJI, 2009).

Quando particularizamos as aplicações da TCFC na periodontia e na peri-implantodontia, citamos os textos de Ito et al. (2001) sobre diagnóstico e avaliação dos resultados do tratamento da periodontite, e o de Angelopolos e Aghaloo (2011) sobre o acompanhamento da perda óssea peri-implantar. São artigos representativos da aplicação da tecnologia de imagem em mais duas áreas clínicas, e sucessivas investigações tem sido conduzidas para se identificar a confiabilidade e validade da TCFC nessas áreas.

No presente trabalho, esse mesmo objetivo é delineado, buscando estabelecer a confiabilidade e validade da TCFC em defeitos ósseos periodontais e peri-implantares, *in vitro*, em diferentes protocolos de aquisição. E ainda que sejam encontradas investigações similares ao longo dos últimos 10

anos, não foram identificadas, num mesmo trabalho, comparações feitas entre dentes e os dois tipos de implantes dentários mais utilizados: o de hexágono externo (HE) e o *cone morse* (CM), como realizado neste experimento.

A doença periodontal (e de modo similar, a peri-implantar) determinam a destruição do osso de suporte, e o acompanhamento desta perda pode ser feita indiretamente, na clínica, através do nível de inserção, e pode ser mapeada, mensurada e quantificada pela TCFC. Observar e descrever os efeitos da doença periodontal/peri-implantar nos tecidos de suporte parece estar diretamente relacionado ao alcance do tratamento.

Vanderberghe, Jacobs e Yang (2008) – comparando TCFC com radiografias digitais de defeitos periodontais em crânios humanos – concluíram que a TCFC detecta e mensura as dimensões desses defeitos. Feijó et al., em 2012, compararam medidas de TCFC com o clínico transcirúrgico e identificaram a TCFC como confiável. Outros artigos (TIMOCK et al., 2011; GOLUBOVIC et al., 2012; FIENITZ et al., 2012; FLEINER et al., 2013) apresentaram conclusões similares.

Nos diversos estudos, com frequência, são usados examinadores calibrados, com nível de formação diferente, e que mensuram e repetem a mensuração ao longo do experimento, além de peças anatômicas humanas ou não. Existe uma gama bem heterogênea de indivíduos participantes, de repetições de medida e quantitativo de peças utilizadas.

Vanderberghe, Jacobs e Yang em 2008 usaram 2 crânios humanos, 3 examinadores com uma repetição. Dave et al. em 2012 usaram 9 examinadores com 2 repetições; Leung et al. (2010) trabalharam com 13 crânios, 1 examinador e 1 repetição. Timock et al. em 2011 utilizaram 12 crânios, 2 examinadores e 3 repetições. Sun et al. em 2012, usaram 2 examinadores com 1 repetição e 6 mandíbulas de porco. Patcas et al. (2012) usaram 8 cabeças humanas, 1 examinador com 1 repetição. Feijó et al. (2012) usaram 8 peças anatômicas humanas, 1 examinador sem repetição. Kamboruglu et al. (2014) usaram mandíbulas humanas para serem avaliadas por 3 examinadores sem repetição.

Uma variedade de esquemas de número e natureza de peças anatômicas/examinadores/repetições de medida é descrita e validada. No presente estudo, decidimos usar 3 mandíbulas humanas, 2 examinadores calibrados e 3 momentos distintos de medida, nos aproximando do trabalho de Timock et al. (2011) no tocante ao quantitativo de examinadores e repetições, bem como do trabalho do Sun et al. (2012) com relação ao quantitativo de examinadores. No entanto, apesar de divergirmos de outros estudos nesse critério, dada a proximidade de objetivo de nosso estudo com outros já publicados, o estabelecimento desses quantitativos não invalida qualquer dos estudos revisados, e portanto aponta para uma contribuição de nossos dados aos demais já publicados até então.

Outra informação relevante que aproxima nosso estudo dos demais pontuados acima é que a confecção dos defeitos em peças anatômicas é feita por desgaste com instrumentos rotatórios, o que gera defeitos por vezes diferentes dos encontrados no clínico. A variedade de morfologia dos defeitos *in vivo* e sua reprodução fiel em modelos *in vitro* continua sendo uma demanda a ser alcançada nesse tipo de experimento. Não obstante, os dados de acurácia nos moldes dos modelos publicados até então permitem fazer algumas inferências sobre o tema, incluindo aqui os dados de nosso experimento.

Em duas óticas de interpretação da tomada de decisão quanto a número de examinadores e repetições de medida, é válido discutir uma premissa científica e outra clínica. A reprodutibilidade (confiabilidade) é uma demanda interessante para se validar um recurso de medida, em que o mesmo examinador repete em tempos distintos uma mesma mensuração e verifica sua aderência aos valores aferidos. A validade, determinada pela obtenção de uma medida que corresponda ao valor de referência considerado real (ou normal), é uma característica útil sob a ótica clínica.

Na clínica, quando radiologistas são convocados a realizar uma mensuração na imagem tomográfica, a validade assume uma perspectiva mais objetiva do que a reprodutibilidade, posto que não existem situações clínicas em que seja necessária a reprodução de um valor de medida exatamente na mesma

circunstância. É factível a variação de número de examinadores e repetições, na dependência quase exclusiva da percepção dos diversos autores quanto à premissa a ser investigada. Em contrapartida, quando for possível desenvolver protocolos de avaliação de resultados de regeneração periodontal/peri-implantar, onde o controle tomográfico dos resultados suplante o controle clínico, a reprodutibilidade figurará como fortemente relevante, e as pesquisas que avaliem a confiabilidade trarão evidência científica a essa prática.

Quando o objetivo é observar e descrever defeitos periodontais e peri-implantares, um primeiro tópico de investigação para os diversos autores, e que também foi usado neste trabalho, é a avaliação de medidas lineares (altura, largura, profundidade e comprimento) dos defeitos sob investigação.

Em 2006, Misch, Yi e Sarment avaliaram os elementos de altura e largura de defeitos periodontais em mandíbulas secas, com 3 examinadores e 1 repetição. As medidas realizadas em TCFC foram confrontadas com aquelas realizadas com sonda milimetrada, radiografias convencionais e paquímetro digital (ouro), identificando que não ocorreu diferença significativa entre os examinadores para essas medidas. Em 2008, Vanderberghe, Jacobs e Yang realizaram medidas similares comparando TCFC e CCD (dispositivo acoplado de carga), confrontando com a medida na peça anatômica (ouro), e verificaram que não ocorreu discrepância entre tais medidas. Em 2008, Mol e Balasundaram (testando o NewTom 9000), avaliaram a medida de altura de 146 defeitos, em 5 peças anatômicas sob a ótica de 6 examinadores, comparando a TCFC com placas de fósforo, e concluíram que a TCFC foi o melhor recurso para aquela medida.

Em contrapartida, Leung et al. (2010) avaliaram a acurácia e confiabilidade da TCFC para medidas lineares periodontais, usando 13 crânios humanos, 1 examinador com 1 repetição e concluíram que a TCFC não era confiável para essas mensurações. Isso vai de encontro aos dados do nosso experimento, bem como a outros resultados auferidos na literatura. Isto se deveu, provavelmente, ao fato de Leung et al. terem usado a imagem em 3-D



para realizar as medidas, enquanto os demais estudos usaram as reconstruções 2-D em seus 3 planos de visualização, como feito em nosso estudo.

No presente estudo, as medidas lineares de defeitos periodontais de altura e de largura obtiveram concordância mediana e baixa respectivamente, frente ao padrão ouro, ao passo que a identificação do número de paredes foi de alta concordância. Em que pesem os estudos de Misch, Yi e Sarment (2006), Vanderberghe, Jacobs e Yang (2008) e Mol e Balasundaram (2008) apontarem não ter ocorrido diferença significativa entre o padrão ouro e as medidas dos avaliadores, esses autores avaliaram a diferença entre as médias de medidas encontradas, fato que não foi analisado em nosso experimento. Usamos o CCI nas avaliações, e nesse procedimento são avaliadas as médias das diferenças, o que pode justificar alguma discrepância com os autores em tela.

Mensurações lineares não se limitam a avaliações de altura de defeitos, independente da referência conceitual de altura preconizada em cada experimento. Outras medidas lineares avaliadas aqui podem ser encontradas em textos científicos, e parece-nos apropriado citar o trabalho de Faria Vasconcelos et al. (2012). No seu texto, os autores avaliaram largura e profundidade da mesma maneira que avaliamos em nosso experimento.

de Faria Vasconcelos et al. (2012) usaram dados secundários de banco de imagens, e solicitaram que 3 examinadores com 1 repetição (FOV e *voxel* fixos em 6 cm e 0,2mm respectivamente) avaliassem largura e espessura de defeitos periodontais em TCFC e em radiografias convencionais. Os resultados sugeriram que tanto a TCFC e as imagens convencionais foram equivalentes nas avaliações de largura e profundidade.

Mesmo que nosso experimento não tenha tido como objetivo a comparação entre métodos de aquisição de imagens, nossos resultados sugerem que a TCFC é válida nas avaliações lineares periodontais de altura e comprimento, e em menor monta para largura e profundidade. Isso pode estar relacionado ao perfil do avaliador usado por de Farias Vasconcelos et al., que tiveram um de seus examinadores com experiência de 2 anos no equipamento

em questão, e que apenas um examinador realizou a repetição de medida, sendo este um estudante do mestrado em radiologia. Em nosso desenho experimental, os dois examinadores tinham mais de 2 anos de vivência com o aparelho usado na pesquisa, e ambos repetiram as medidas em três momentos distintos.

Levando agora o critério de avaliação de medidas lineares para implantes dentários, avaliando as medidas de altura, dois estudos merecem destaque por terem avaliados implantes CM: Gobulovic et al. e Fienitz et al., ambos em 2012.

Em ambos os estudos, um examinador mediu a altura do defeito peri-implantar através de TCFC e comparou essa medida com a aquela observada histologicamente. Nos dois estudos, a TCFC foi acurada para a medida de altura. Golubovic et al. (2012) fixaram a mA em 3,1 e o *voxel* em 0,2mm, já Fienitz et al. (2012) fixaram o *voxel* em 0,3mm e variaram a mA de 3 a 7, e não ocorreu modificação nos resultados do experimento.

No presente estudo, avaliamos medidas de altura no moldes dos estudos citados acima, e notamos que tanto em implantes CM quanto HE, os valores de altura tiveram concordância média com o padrão ouro, divergindo dos estudos citados acima. Essa diferença pode ser computada ao padrão ouro usado nas pesquisas citadas (histológico), ao passo em que usamos a medida indireta na peça anatômica, o que pode modificar os referenciais de medida. Mesmo assim, CCI de 0,88 chegou a ser encontrado em nosso experimento, quando imagens adquiridas em 2 mA foram avaliadas.

Todas as medidas de implantes, seja CM ou HE, que encontramos em nosso experimento sofreram variações com o aumento da mA, presumivelmente determinada pela maior geração de artefatos, corroborando com alguns trabalhos que discutiram essa limitação própria da TCFC (mesmo que em menor monta que a tomografia de feixe em leque).

A geração de artefatos está relacionada com o número atômico do elemento a ser tomografado e a quantidade de raios X que atinge o objeto e sensibilizam o sensor. Em nosso estudo, medidas em altura em implantes HE e CM não mudaram seu perfil de concordância quando aquisições em 8 mA foram

avaliadas. Esse fato está em concordância com os achados de Mangione et al. (2013). Os autores utilizaram implantes em ossos bovinos e realizaram medidas lineares similares às medidas de altura nesse estudo, e confrontaram a TCFC (8 mA) com micro-CT, sem encontrar diferença significativa entre elas, e sem notar interferência de artefatos nessa avaliação.

Com mA menores, Golubovic et al. (2012) e Fienitz et al. (2012) também obtiveram bons resultados nas avaliações em altura, independente de possíveis geração de artefatos, fato que observamos em nosso estudo para essa medida em particular. MA a presença de artefatos continua a ser um limitador das melhores interpretações em sítios peri-implantares, o que vem motivando investigações como as realizadas por Bechara et al. em 2012, onde os autores testaram um algoritmo redutor para minimizar a geração de artefatos em esferas metálicas colocadas em um *phantom*.

Bechara et al. adquiriram imagens tomográficas com 3,4 mA e comprovaram a eficácia do algoritmo redutor. No ano seguinte, Kamburuglu et al. (2013) testaram um outro algoritmo redutor, e não encontraram diferenças na interpretação com ou sem a aplicação do recurso matemático. Em seu trabalho, foram avaliados dentes e implantes, em defeitos críticos de faces livres, e mesmo com níveis variáveis de aplicação do algoritmo, a dificuldade de identificação foi muito maior em implantes do que em dentes.

Resultados de Bechara et al. e de Kamburuglu et al. foram diferentes, e traçando um paralelo com nosso experimento, as interpretações de nossos examinadores para baixas mA (2 mA e 4 mA) em qualquer tipo de implante, foram melhores que para alta mA (8 mA). Esperar uma redução na geração de artefatos por Bechara et al. pode ser um resultado enviesado quanto à extrapolação clínica, posto que – pelo que identificamos – essa mA (que se encontra entre nossas menores mA) já permitiria interpretação satisfatória mesmo com os artefatos gerados. Além disso, foram usadas esferas metálicas no estudo de Bechara et al., o que não condiz com a realidade em peri-implantodontia.

Kamburuglu et al., ao avaliar implantes e dentes, pode ter tido uma chance maior de aproximar-se do clínico. Em seu estudo, o algoritmo não ajudou na melhoria da interpretação dos 6 examinadores arrolados, mesmo com uma repetição. Em nosso experimento, os examinadores tiveram dificuldades em interpretar as imagens de qualquer implante em qualquer protocolo, contudo, baixas mA estiveram mais próximo do padrão ouro, mesmo sem qualquer artifício matemático para limitar a geração de artefatos. Talvez a contribuição dos algoritmos testados por Bechara et al. e por Kamburuglu et al. possa não ser a melhor para a eliminação ou redução dos artefatos ao ponto similar que provavelmente o ajuste atualmente disponível de variáveis de exposição e pós-processamento já permitam alcançar.

Ainda assim, é lícita a perspectiva de que os artefatos gerados em nosso experimento possam ter contribuído para concordâncias ruins em algumas das medidas lineares, especialmente nos implantes. Observando algumas das imagens de defeitos peri-implantares, artefatos com direções variadas aparecem na imagem, e podem ter interferido com a interpretação dos radiologistas para algumas medidas em particular.

Outra faceta que investigamos foi a topografia dos defeitos periodontais e peri-implantares. Para essa demanda, utilizamos a classificação de defeitos verticais tipo comprometimento de paredes descrita por Duarte em 2002. Alguns estudos coletados em nossa revisão trataram do assunto.

Tyndall e Rathore (2008), a SEDENTEXCT (HORNER, 2009), Grimard (2009) e du Bois, Kardachi e Bartold (2012) foram incisivos em apontar que a mais promissora aplicação da TCFC em periodontia está na descrição topográfica dos defeitos oriundos da periodontite, onde o manejo clínico dos defeitos está na dependência de sua configuração espacial. Na discussão do trabalho de de Faria Vasconcelos et al. (2012), aparece a observação que a TCFC detecta e localiza defeitos verticais proximais, facilitando o planejamento cirúrgico.

Em periodontia, e por extensão em perio-implantodontia, as taxas de sucesso no tratamento de comprometimento de paredes está, precipuamente, às expensas do número de paredes que circundam um defeito. Quanto mais paredes um defeito apresenta, maiores as chances de terapias cirúrgicas regenerativas recuperarem a estrutura perdida.

Braun et al. em 2013 verificaram a habilidade de 15 dentistas em classificar e determinar a extensão de defeitos verticais tipo comprometimento de paredes, para defeitos de 1, 2 e 3 paredes (a exemplo do que realizamos em nosso experimento). Foram comparadas radiografias digitais intrabucais convencionais com a TCFC, e os autores encontraram que a TCFC foi superior na identificação de cada defeito, e que isso foi particularmente marcante para defeitos de 2 paredes.

Em nosso estudo, defeitos periodontais tiveram alta concordância com o padrão ouro, em qualquer protocolo de investigação, fato que concorda com experimentos pretéritos e que sugere a TCFC como válida e confiável nesse tipo de avaliação em defeitos periodontais.

As manobras de RTG (regeneração tecidual guiada) possuem seus melhores resultados às expensas da quantidade de paredes que circundam um defeito ósseo periodontal. Nessa premissa, nosso experimento *in vitro*, sugere que a TCFC, independente do protocolo usado, parece válida e confiável para auxiliar na tomada de decisão terapêutica em periodontia.

Quando uma perspectiva similar de investigação foi aplicada por Dave et al. em 2012 para defeitos de 4 paredes em implantes de conexão interna (similares aos CM) instalados em costelas de porco, comparando agora a TCFC com radiografias digitais; os autores indicaram a radiografia digital intra-bucal como aquela de melhor resultado. Nosso estudo sugere que a TCFC é válida e confiável para avaliação topográfica de defeitos peri-implantares, em especial em baixas mA, contudo não foi possível sugerir superioridades frente a outras tecnologias de imagem, posto que não foi realizada comparação entre métodos em nosso estudo.

Topografar defeitos periodontais parece factível na literatura e nos dados que nosso experimento encontrou, e isso pode ter uma perspectiva clínica relevante quando pensamos na terapia cirúrgica regenerativa periodontal. Em técnicas de regeneração tecidual guiada (RTG), é comum usarmos uma barreira biológica para cobrir a região a ser regenerada, impedindo que tecidos indesejados ocupem aquele espaço, e os tecidos de suporte periodontal tenham tempo e microambiente adequados para se restabelecerem.

Em RTG, o recorte dessa barreira e sua adequada adaptação ao sitio a ser tratado é fundamental para os bons resultados da técnica, e Takane et al. em 2010 foi o primeiro a testar (ainda que em caráter piloto) o uso da TCFC para essa etapa do procedimento de RTG. Os autores criaram defeitos de 2 paredes em manequim, realizaram aquisições em TCFC e radiografias convencionais, e solicitaram que periodontistas usassem as imagens para moldar o formato adequado da barreira para RTG. A TCFC foi substancialmente melhor para esse fim, por topografar com precisão o defeito e permitir um melhor recorte da membrana.

Tendo em vista os dados que encontramos em nosso estudo, as mensurações lineares em dentes que contribuem para o recorte de membranas são largura e comprimento, e a TCFC se mostrou com concordância baixa em largura e alta em comprimento, o que pode ser limitante para aplicar, em escala maior, o que Takane et al. (2010) sugeriu. Ainda assim, a proposta dos autores é factível e de franco interesse para periodontia.

Variações nas técnicas de RTG podem requerer o preenchimento do defeito a ser tratado com enxerto de materiais aloplástico, xenógenos ou até mesmo autógenos. Pensando em enxertos manufacturados, com o quantitativo de paredes remanescentes identificado pela TCFC e as medidas lineares registradas, poderíamos até mesmo determinar o volume de biomaterial a ser usado no procedimento previamente a abertura cirúrgica, reduzindo a morbidade do procedimento e seu custo operacional.

Um exemplo factível dessa perspectiva é obter o volume de um defeito pelo produto de suas três dimensões (profundidade, comprimento e largura) e descobrir qual o volume de biomaterial necessário para aquele procedimento. Essa proposta requer um desenho apropriado para ser investigada cientificamente, e ainda que não tenha sido nosso escopo, cabe a indicação de avançar nessa direção.

Postula-se, e é verdade, que a TCFC expõem menos o paciente à radiação do que a tomografia médica *multislice*, e a determinação de modificações de parâmetros de aquisição e testes de protocolos variados com essa meta já vem sendo investigado na literatura, bem como foi um dos propósitos do presente trabalho.

Conduzimos o experimento com três valores de mA (2, 4 e 8) e três valores de *voxel* sub-milimétricos (0,076, 0,2 e 0,4 mm). Combinações de mA e *voxel* foram estabelecidas com vistas a identificar aquela que poderia expor o paciente a menos radiação e ao mesmo tempo, permitir uma adequada interpretação pelos examinadores.

Em 2007, Palomo, Rao e Hans testaram protocolos com combinações de FOV, mA e KVp em TCFC, e verificaram que FOV menores (entre 6 e 9), KVp de 100 e baixos mA (entre 2 e 5) foi a combinação que garantiu a menor dose de radiação. Nesse mesmo ano, Kwong et al. (2007) testaram praticamente as mesmas combinações e alcançaram resultados bem similares. Em nosso estudo, no tocante à avaliação da mA, as medidas dentárias não se modificaram em qualquer uma delas, e nos implantes (CM ou HE), os valores de menor mA foram mais interessantes para interpretação, sugerindo que a proteção radiológica oriunda de menores mili-amperagens são factíveis para boas mensurações em TCFC de defeitos periodontais e peri-implantares, nos limites desta experimentação *in vitro*.

A associação de protocolos envolvendo mA e *voxel* também foi investigada, por duas vezes no mesmo ano, por Kamburuglu et al. (2011). No primeiro experimento, avaliando dois equipamentos (Iluma e Accuitomo) com

protocolos de 2 mA e 0,25 mm de *voxel* para o Iluma, e 3,8 mA e 0,3 mm de *voxel* para o Accuitomo, os autores não observaram mudanças na qualidade da interpretação de imagens periodontais quando comparados ao padrão ouro (medida com paquímetro digital diretamente na peça anatômica). Em nosso estudo, não foi percebida modificações nas interpretações, em termos de concordância, das imagens com alterações de mA nem de *voxel*, corroborando com os autores citados acima.

No segundo trabalho, agora com o dobro de equipamentos e associando a variável FOV, Kamburuglu et al. ratificaram os dados anteriores e acrescentaram que FOV menores são mais interessantes para proteção radiológica, sugerindo que a melhor combinação para baixa exposição e melhor imagem com qualidade diagnóstica, seria em 3 mA, FOV de 4 cm e *voxel* de 0,125 mm. Em nosso estudo, valor de 2 e 4 mA para implantes e qualquer valor de *voxel* não interferiu com os resultados, sugerindo que baixos mA podem ser interessantes para, ao mesmo tempo, viabilizar a melhor interpretação e garantir menor dose ao paciente.

Dois trabalhos, em anos sucessivos, apresentaram tópicos que julgavam interferir potencialmente na dose final para o paciente. Qu et al. (2010) apontaram: tamanho do paciente, tamanho do volume, resolução da imagem e FOV; Lorenzoni et al. (2011) citaram: KVp, mA, tempo de exposição e FOV. Em nosso experimento, a mA e o *voxel* (que relaciona-se à resolução da imagem) foram investigados como potenciais modificadores da exposição.

O equipamento usado no presente trabalho foi o KODAK CS 9000 3D, com um FOV de 5 X 3,7 cm, sendo que todas as peças (periodontais ou com implantes) foram adquiridas com esse campo. Já foi pontuado acima que FOV menores parecem estar mais associados a baixas doses, contudo nosso estudo não utilizou o FOV como foco de análise. Em que pese esse fato, uma observação feita por Bornsteim et al. em 2014, sobre implantodontia, chama a atenção que FOV ajustados à ROI seriam mais interessantes sob a ótica de proteção radiológica, sem comprometer as avaliações a serem realizadas. Fato corroborado por Kamburuglu et al., também em 2014, quando avaliaram



mensurações em defeitos peri-implantares com variações de FOV, sem encontrar diferenças significativas.

Estreitando a análise em termos de *voxel*, alguns estudos com desenhos experimentais diferentes (DAMSTRA et al. 2010, TORRES et al., 2012 e AZEVEDO VAZ et al., 2013) chegaram a uma mesma conclusão, seja em periodontia ou implantodontia: variações de *voxel* (de 0,12 mm até 0,4 mm) não interferiram na acurácia, na qualidade da imagem e nem na habilidade de interpretação. Em nosso estudo, os dados sugerem o mesmo, mesmo na perspectiva de concordância ouro X examinador. Ainda assim, Spin-Neto, Gotfredsen e Wenzel (2013), numa extensa revisão de 62 anos, buscaram levantar o estado da arte sobre o impacto do *voxel* em TCFC, e concluíram que não existe um protocolo standardizado e que o clínico deve usar bom senso e experiência nessa decisão.

Na perspectiva dos achados desta pesquisa, mesmo não tendo sido observado impacto importante em termos de concordância, parece lícito delegar à experiência do radiologista a escolha pelo *voxel* que melhor se adequa às suas percepções visuais, posto que (mesmo que a imagem de baixo *voxel* seja mais ruidosa) os *voxels* testados não mudaram o perfil de concordância encontrado.

Em termos de mili-amperagem, nosso estudo identificou que em defeitos periodontais, a mA não modificou os valores de concordância, e que em defeitos peri-implantares, baixos mA (2 e 4) foram os de melhor concordância. Esse dado pode ser confrontado com três artigos de modo efetivo (2 deles com foco periodontal e o outro com ênfase em implantodontia), quais sejam: Bechara et al. (2012), Panmekiate, Apinhasmit e Petersson (2012) e Sur et al. (2010).

Bechara et al. avaliaram variações de contraste e trabalharam com mA de 5, 7, 10, 14 e 16 e concluíram que os menores mA (5 e 7) ofereceram a melhor imagem do periodonto. Panmekiate, Apinhasmit e Petersson avaliaram o impacto da mA em mensurações lineares em TCFC de defeitos periodontais, e testaram mA de 10 e 15 (um deles já avaliado por Bechara et al.) e concluíram não ter ocorrido diferença significativa entre eles. Com relação ao trabalho de

Sur et al., com vistas a identificar imagem de melhor qualidade para diagnóstico em implantodontia, foram testados mA de 1, 2, 4 e 8. Os autores concluíram que apenas que imagens adquiridas com 1 mA não foram úteis para diagnóstico.

Nosso experimento avaliou as mA de 2, 4 e 8 (as mesmas que Sur et al.), e encontramos 2 e 4 mA como melhores para implantes. Dawood et al. (2012) também avaliaram dois mA iguais aos nossos (2 mA e 8 mA), sem encontrar diferença entre eles com foco em implantodontia. Importante salientar que discutimos especificamente mA neste instante, porém, os três trabalhos não focaram apenas em mA (como o nosso). Eles associaram diferentes valores de voxel e FOV, além de KVp (exceto Sur et al.). Daí surgiram sugestões sobre a melhor combinação com vistas a baixa exposição e qualidade diagnóstica satisfatória para a imagem.

Bechara et al. (2012) por exemplo, sugeriram voxel de 0,2 com pequeno FOV e mA entre 5 e 7 como combinação adequada para investigação periodontal, ao passo que Panmekiate, Apinhasmit e Petersson (2012) não verificaram quaisquer diferenças significativas nas diversas combinações de mA e KVp para mensurações lineares. Em nosso estudo, em termos de mA em defeitos periodontais, quaisquer dos valores que investigamos não modificou o perfil de concordância, e dessa forma (pensando exclusivamente em radioproteção e vida útil do equipamento), usar baixos mA parece adequado.

Outra informação que pôde ser extraída ao longo desta pesquisa é um dado sobre dose oferecido pelo equipamento, baseado no produto Kerma-área no ar. Em radiodiagnóstico, esse produto é equivalente à dose recebida pelo paciente (BATISTA, NAVARRO e MAIA, 2013), e o equipamento usado na pesquisa permitiu estabelecer a dose para cada protocolo de aquisição, baseado em cada mA testado.

Endo et al. (2013) avaliaram o produto Kerma-área em 21 equipamentos de tomografia *cone beam* em Tokyo e adjacências, e encontraram valores que variaram de 126,7 a 1476,9 mGycm<sup>2</sup>. No ano seguinte, Kim, Rashuren e Kim (2014) realizaram uma avaliação similar usando um fantoma de cabeça e

pescoço, com o aparelho Alphard VEGA, e encontraram valores entre 429 e 3704 mGy $\text{cm}^2$ . Em nosso experimento, os valores do produto Kerma-área variaram de 47 mGy $\text{cm}^2$  (2 mA) a 189 mGy $\text{cm}^2$  (8mA), sendo mais baixos do que os trabalhos citados nesse parágrafo.

Nesses termos, ainda que Endo et al. (2013) e Kim, Rashsuren e Kim (2014) tenham avaliado outros parâmetros que não foram foco em nossa pesquisa, os valores registrados pelo equipamento usado aqui apontam para uma dose baixa para o paciente. A SEDENTEX (HORNER et al., 2009) referencia que doses de até 250 mGy $\text{cm}^2$  (indicadas para irradiações na região de primeiro molar superior) são aceitáveis. As aquisições realizadas em nosso estudo, no protocolo de maior corrente, ficaram aquém dessa valor recomendado, podendo sugerir uma baixa exposição.

A proposta de testar protocolos de aquisição para a interpretação de defeitos periodontais e peri-implantares em termos de acurácia já possuem algumas informações relevantes na literatura, o que permite discussão com os dados deste experimento. Não obstante, não foram identificados estudos que comparassem, num mesmo desenho, defeitos periodontais com defeitos peri-implantares em fixações de desenhos diferentes, como as investigadas aqui (CM e HE).

Os dados oriundos deste experimento apontam, independentemente do valor de *voxel* escolhido, que usar baixos valores de mA (2 ou 4) parece factível para estudo topográfico de defeitos periodontais e peri-implantares. Contudo, a extrapolação dos dados desse experimento deve ser reservada, pois as peças anatômicas utilizadas eram secas, e apenas a água foi usada para atenuar o feixe de raios x, o que não representa completamente a atenuação do feixe pelos tecidos moles naturais circundantes.

Além disso, a apresentação clínica de defeitos verticais possuem topografia, por vezes, irregular, o que dificulta a determinação de pontos de referência para medida pelo radiologista, fato esse parcialmente aplacado com a confecção artificial de defeitos *in vitro*. Em acréscimo, esses dados podem não

ser extrapoláveis para a investigação de outras condições anormais como fraturas, lesões de cárie, perfurações, reabsorções entre outros.

Ainda assim, a opção por utilizar a menor mA que resulte em imagem que o radiologista julgue adequada garante baixa exposição e longevidade para o equipamento. A perspectiva clínica dessa investigação passa pela tentativa de encontrar a imagem que, ao mesmo tempo, consiga levar menos radiação ao paciente e ofereça uma descrição acurada do defeito sob investigação, e indique ao cirurgião a forma mais apropriada de abordá-lo cirurgicamente.

## **7. CONCLUSÃO**

Nos limites deste trabalho experimental *in vitro*, parece-nos lícito concluir que:

1. A TCFC apresentou altas confiabilidade e validade para a classificação de defeitos periodontais, independentemente do tamanho do voxel ou da mA avaliados.
2. Para a classificação de defeitos peri-implantares, o voxel não alterou os resultados de confiabilidade e validade, contudo, em mA menores (2 e 4 mA) a validade aumentou.
3. Com relação às medidas lineares em defeitos periodontais, a validade não foi alterada pelo tamanho de voxel ou pela mA.
4. As medidas lineares em defeitos peri-implantares não tiveram sua validade alterada pelo tamanho do voxel, todavia, com relação à mA, implantes HE tiveram as melhores concordâncias para 2 e 4 mA e implantes CM para 2 mA.
5. O protocolo que assegurou, ao mesmo tempo, confiabilidade e validade das avaliações com a menor exposição foi aquele de baixa mA (2 e 4) em qualquer tamanho de voxel, tanto para defeitos periodontais quanto peri-implantares.

## **REFERÊNCIAS**

Al-EKRISH, A.A. Effect of exposure time on the accuracy and reliability of cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions in dry skulls. **The Saudi Dental Journal**. Rajab, v.24, p.127-134, Jun 2012.

ANGELOPOULOS, C., AGHALOO, T. Imaging technology in implant diagnosis. **Dent Clin N Am**. Philadelphia. v.55, p.141-158, 2011.

BATISTA, W.O., NAVARRO, M.V.T., MAIA, A.F. Development of a phantom and a methodology for evaluation of depth kerma and kerma index for dental cone beam computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**. Ashford, v.157, n.4, p.543-551, Jul. 2013.

BECHARA, B.B. et al. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.41, p.248–253, 2012.

BECHARA, B.B. et al. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. **Journal of Oral Science**, Tokyo, v.54,n.3, p. 227-232, 2012.

BORNSTEIN, M.M. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. **Int J Oral Maxillofac Implants**. Suppl 29, Lombard, p. 55-77, 2014

BRAUN, X. et al. Diagnostic accuracy of CBCT for periodontal lesion. **Clin Oral Invest**. On-line. Sep. 2013

CARTER, L. et. al. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, Saint Louis, v.106, n.4., Oct. 2008.



DAMSTRA, J. et al. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different *voxel* sizes. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v.137, n.16, p.e1-16.e6, 2010.

DAVE, M. et al. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. **Clin Oral Impl Res.**, Hamilton, v.24, p.671-678, 2013.

DAVIES, J., JOHNSON, B., DRAGE, N.A. Effective dose from cone beam CT investigation of the jaws. **Dentomaxillofacial Radiology.**, Tokyo, v.41, p.30-36, Jan 2012.

DAWOOD, A. et al. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. **Dentomaxillofacial Radiology.** , Tokyo, v.41, p.70-74, 2012.

de AZEVEDO VAZ, S.L. et al. Detection of peri-implant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest *voxel* sizes of a cone-beam computed tomography device. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.**, Saint Louis, v.115, n.1, p. 121-127, Jan 2013

de FARIA VASCONCELOS et al. Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol.** , Tokyo, v.41, n.1, p.64-9, Jan 2012.

du BOIS, A.H., KARDACHI, B., BARTOLD, P.M. Is there a role for the use of volumetric cone beam computed tomography in periodontics? **Australian Dental Journal.**, Melbourne, v.57, suppl.1, p.103-108, 2012.

DUARTE, C.A. **Cirurgia Periodontal Pré-protética, Estética e Peri-implantar.** 3ed., Editora Santos: São Paulo, 506 p., 2009

ENDO, A. et al. A preliminary study to determine the diagnostic reference level of using dose–area product for limited-area cone beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.42, p.2-6, Feb 2013.

ESHLAGHI, T., McALLISTER, N., McALLISTER, B. Clinical applications of digital 2-D and 3-D radiography for the periodontist. **J Evid Base Dent Pract.**, Carlton South, v.12, Suppl.1, p.36-45, Sep. 2012

ESPOSITO, S.A et al. A novel method to estimate the volume of bone defects using cone-beam computed tomography an in vitro study. **J Endod.**, Baltimore, v.39, n.9, p.1111-1115, Se. 2013.

FEIJÓ, C.V. et al. Evaluation of cone beam computed tomography in the detection of horizontal periodontal bone defects: an in vivo study. **Int J Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.32, n.5, p.e162-e168, 2012

FIENITZ, T. et al. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. **Clin Oral Impl Res.**, Hamilton, v.23, p. 882-887, jan. 2012.

FLEINER, J. et al. Digital method for quantification of circumferential periodontal bone level using cone beam CT. **Clin Oral Invest.** v.17, p. 389-396, Mar. 2013

FLEISS, J. L. **Design and Analysis of Clinical Experiments.** 1 edition ed. New York: Wiley-Interscience, 1999.

GOLUBOVIC, V. et al. Accuracy of cone-beam computed tomography to assess the configuration and extent of ligature-induced peri-implantitis defects. A pilot study. **Oral Maxillofac Surg.**, Heidelberg, v.16, p.349-354, Abr. 2012

GOMES FILHO, I.S et al. Controle de qualidade na interpretação radiográfica de reabsorções ósseas periodontais: avaliação em função da técnica radiográfica

periapical da bisettriz e do paralelismo. **Sitientibus**. Feira de Santana, n.16, p.17-28, jan/jun 1997.

GRIMARD, P.A et al. Comparison of Clinical, Periapical Radiograph, and Cone-Beam Volume Tomography Measurement Techniques for Assessing Bone Level Changes Following Regenerative Periodontal Therapy. **Journal of Periodontology**, Indianapolis, v 80, n.1, p. 48-55, Jan 2009.

GUPTA, R. et al. Clinical and radiological evaluation of an osseous xenograft for the treatment of infra-bony defects. **JCDA**. Toronto, v.73, n.6, Jul-Aug 2007.

HEDES, M. et al. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.41, p.548–552, 2012.

HEDESIU, M. et al. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.41, p.548-552, 2012

HORNER, K. et al. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology – **Provisional guidelines SEDENTEXCT**. v.1, n.1, p.1-84, May 2009.

HOWERTON Jr., W.B.; MORA, M.A. Advancements in digital imaging: What is new and on the horizon? **JADA**, Chicago, v.139, p.21S-24S, Jun 2008.

ITO, K. et al. Clinical application of a new compact computed tomography system for evaluating the outcome of regenerative therapy: a case report. **J.Periodontol.**, Indianapolis, v.72, n.5, p.696-702, May 2001

KAMBUROGLU, K. et al. , Accuracy of CBCT images in the assesment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. **Dentomaxillofac Radiol.** , Tokyo, v.20, Mar 2014

KAMBUROGLU, K. et al. Accuracy of CBCT Measurements of a Human Skull. **J Digit Imaging**, Philadelphia, v.24, p.787–793, 2011a

KAMBURUGLU, K. et al. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. **Dentomaxillofac Radiol.**, Tokyo, v.42, n.8, 2013

KAMBUROGLU, K. et al. Comparative assessment of subjective image quality cross-sectional cone-beam computed tomography scans. **Journal of Oral Science**, Tokyo, v.53, n.4, p.501-508, 2011b.

KATSUMATA, A. et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v.107, Saint Louis, n.3, p. 420-425, 2009.

KHOCHT, A. Comparison of direct digital and conventional intra-oral radiographs in detecting alveolar bone loss, **JADA**, Chicago, v. 134,p. 1468-1475, Nov 2003.

KIM, D., RASHSUREN, O., KIM, E. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. **Imaging Sci Dent**, v.44, p.21-29, Feb 2014

KWONG, J.C. et al. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** Saint Louis, v.133, n. 2, p.317-27, Feb 2008.

LANNING, S.K., et al. Accuracy and Consistency of Radiographic Interpretation Among Clinical Instructors in Conjunction with a Training Program, **Journal of Dental Education**, Washington, v.70, n.5, p. 545-557, May 2006

LANNING, S.K., et al. Accuracy and Consistency of Radiographic Interpretation Among Clinical Instructors Using Two Viewing Systems. **Journal of Dental Education**, Washington, v.70, n.2, p.149-159, Feb 2006.

LEUNG, C.C. et al. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, v.137, p.S109-19, Jul. 2010

LOREZONI, D.C. et al. Cone-Beam Computed Tomography and Radiographs in Dentistry: Aspects Related to Radiation Dose. **International Journal of Dentistry**, Cairo, v.2, p.2-10, 2012

LUDLOW, J.B. Dose and risk in dental images. **Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology**. v.39, p. 175-84, Nov. 2009

LUDLOW, J.B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol.**, Tokyo, v.35, n.4, p.219-26, Jul 2006.

LUDWIG, D. A. Use and Misuse of p-Values in Designed and Observational Studies: Guide for Researchers and Reviewers. **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, Washington, v. 76, p. 675–680, 2005.

MANGIONE, F. Comparative evaluation of the accuracy of linear measurements between cone beam computed tomography and 3D microtomography. **Ann Ist Super Sanità.**, Roma, v.49, n.3, p.261-265, Apr.2013

MARET, D. et al. Effect of *voxel* size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology.**, Tokyo, v.41, p.649-655, Jan 2012.

MAXWELL, S. E.; DELANEY, H. D. **Designing experiments and analyzing data.** Lawrence Erlbaum Associates, 2004.

MENGEL, R. et al. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal effects: an in vitro study on native pig and human mandibles. **J Periodontol.**, Indianapolis, v.76, n.5, p.665-73, May 2005.

MIRACLE, A.C., MUKHERJI, S.K. Cone beam CT of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications. **Am J Neuroradiol.** Baltimore, v.30, p.1285-1292, Aug. 2009.

MISCH, K.A., YI E.S., SARMENT, D.P. Accuracy of Cone Beam Computed Tomography for Periodontal Defect Measurement. **J Periodontol**, Indianapolis, v.77, n.7, p. 1261-1266, Jul. 2006

MOHAN, R., SINGH, A., GUNDAPPA, M. Three dimensional imaging in periodontal diagnosis - Utilization of cone beam computed tomography. **Journal of Indian Society of Periodontology.**, Mumbai, v.15, n.1, Jan-Mar 2011.

MOL A, BALASUNDARAM, A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. **Dentomaxillofac Radiol.**, Tokyo, v.37, n.6, p.319-24, Sep 2008.

PALOMO, J.M, RAO, P.S., HANS, M.G. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, Saint Louis, v.105, n6, p.773-82, Jun 2008.

PANMEKIATE, S., APINHASMIT, W., PETERSSON, A. Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.41, p.578–582, 2012

PARK, C.H. et al. Three-Dimensional Micro-Computed Tomographic Imaging of Alveolar Bone in Experimental Bone Loss or Repair. **J Periodontol.**, Indianapolis, v.78, n.2, p.273-281, Feb 2007.

PARSA, A. et al. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at an implant site. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.42, p.2-7 2013.

PATCAS, R. et al. Accuracy of linear intra-oral measurements using cone beam CT and multidetector CT: a tale of two CTs. **Dentomaxillofacial Radiology**. Tokyo, v.41, p.637-644, 2012

POPE, O., et al. A Comparative Investigation of Cone-beam Computed Tomography and Periapical Radiography in the Diagnosis of a Healthy Periapex **J Endod.**, Baltimore, v.40, n.3, p.360-365 March 2014.

QU, X. et al. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, Saint Louis, v.110, n.6, p.770-776, Dec 2010.

R DEVELOPMENT CORE TEAM. **R: A language and environment for statistical computing**. R, Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing, 2014.

RAES, F. Reliability of circumferential bone level assessment around single implants in healed ridges and extraction sockets using cone beam CT. **Clinical Implant Dentistry and Related Researches**. v.15, n.5, p.661-672, 2013.

RIOS, M.A, RIOS, J.M.G., RUBIRA, I.R.F. Accuracy of three image techniques of measurement from cemento-enamel junction to alveolar crest in relation to clinical attachment level. **R. Ci. Med. Biol.**, Salvador, v.11, n.1, p.05-09, jan/abr 2012.

SCARFE, W.C., FARMAN, A.G., SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc.**, Toronto, v.72, n.1., p.75-80, Feb. 2006.

SPIN-NETO, R., GOTFREDSEN, E., WENZEL, A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. **J Digit Imaging.**, Philadelphia, v.26, p.813-820, Jan 2013.

SUN, Z. et al. Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v.139, n.2, p.e117-e-127, 2011.

SUR, J. et al. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. **Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol and Endod.**, Saint Louis, v.110, n.3 , p. e29-e33, September 2010

TAKANE, M. et al. Clinical application of cone beam computed tomography for ideal absorbable membrane placement in interproximal bone defects. **Journal of Oral Science.**, Tokyo, v.52, n.1, p.63-69, 2010.

TIMOCK, A.M. et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, v.140, p.734-44, Jun. 2011



TOMAI, C. et al. Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of a cone-beam computed tomography and two object inclinations. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.40, p.244–250, 2011.

TORRES, M.G.G. et al. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. **Implant Dentistry**, Baltimore, v.21, n.2, p.150-55, 2012.

TYNDALL, D.A., RATHORE, S., Cone-beam CT diagnostic applications caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. **Dent Clin N Am**. Philadelphia, v.52, p.825-841, 2008.

VANDENBERGHE, B., JACOBS, R., YANG, J Detection of periodontal bone loss using digital intra-oral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. **Dentomaxillofac Radiol.**, Tokyo, v.37, n.5, p.252-60, Jul 2008.

VANDENBERGHE, B., JACOBS, R., YANG, J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. **Dentomaxillofac Radiol.**, Tokyo, v.37, n.5, p.252-60, Jul 2008

VANDENBERGHE, B., JACOBS, R., YANG, J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.104, n.3, p.395-401, Jul 2007

YAJIMA, A. et al. Comparison of direct digital and conventional intra-oral radiographs in detecting alveolar bone loss. **Bull Tokyo Dent Coll**, Tokyo, v.47, n.3, p. 133-141, 2006a.

YAJIMA, A. et al. Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. **Bull Tokyo Dent Coll**. Tokyo, v.47, n.3, p. 133-141, Nov. 2006b.

**ANEXOS**

**Quadro 1** – Modelo-padrão de registro das informações pelos examinadores.

Peça 2 E (2 mA)		0,076		0,2		0,4	
<b><u>PERIODONTAL</u></b>		D	M	D	M	D	M
Exame 1	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Comprimento						
	Paredes						
Exame 2	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Comprimento						
	Paredes						
Exame 3	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Paredes						
Peça 2 E (4 mA)		0,076		0,2		0,4	
<b><u>PERIODONTAL</u></b>		D	M	D	M	D	M
Exame 1	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Comprimento						
	Paredes						
Exame 2	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Comprimento						
	Paredes						
Exame 3	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Paredes						
Peça 2 E (8 mA)		0,076		0,2		0,4	
<b><u>PERIODONTAL</u></b>		D	M	D	M	D	M
Exame 1	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Comprimento						
	Paredes						
Exame 2	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Comprimento						
	Paredes						
Exame 3	Altura						
	Profundidade						
	Largura						
	Paredes						

Fonte: próprio autor

## APROVAÇÃO PELO CEP-FOUFBA

FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Validade e confiabilidade de diferentes protocolos de TCFC para identificação e descrição de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares por tomografia computadorizada de feixe cônico: avaliação in vitro

**Pesquisador:** Paulo Sérgio Flores Campos

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 30839014.0.0000.5024

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 784.880

**Data da Relatoria:** 05/08/2014

**Apresentação do Projeto:**

A investigação por imagem de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares tem sido melhorada com o advento da tomografia computadorizada de feixe cônico. Nesse estudo, em mandíbulas secas oriundas de coleções universitárias serão confeccionados defeitos periodontais e peri-implantares, e as mesmas serão tomografadas em diferentes protocolos de aquisição. As imagens serão submetidas à avaliação de 3 examinadores com vistas a identificarem os tipos de defeitos presentes e realizarem 4 medidas lineares. Essa avaliação será repetida em 3 momentos distintos com vistas a se verificar a validade e confiabilidade do exame.

**Objetivo da Pesquisa:**

**Objetivo Primário:**

Estabelecer a confiabilidade de medidas realizadas através de tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC) em defeitos ósseos periodontais e peri-implantares in vitro, em diferentes protocolos de aquisição

**Objetivo Secundário:**

1. Verificar a acurácia da TCFC quanto à identificação e classificação de defeitos ósseos periodontais e peri-implantares.
2. Estabelecer o grau de precisão de medidas de defeitos ósseos

Endereço: Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar  
 Bairro: Canela CEP: 40.110-150  
 UF: BA Município: SALVADOR  
 Telefone: (71)3283-8969 Fax: (71)3283-8962 E-mail: cepodobahia@ufba.br

Continuação do Parecer: 784.880

periodontais e peri-implantares realizadas com TCFC. 3. Comparar protocolos diferentes de aquisição quando ao voxel e à mili-amperagem.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos:

nenhum

Benefícios:

Redução na exposição a radiação, na determinação do melhor protocolo. Redução da morbidade cirúrgica no tratamento de defeitos periodontais e peri-implantares.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa atende as diretrizes e normas da resolução 466/12. A documentação apresentada está de acordo com os critérios do CEP.

O pesquisador deverá utilizar EPI's de proteção radiológica durante os experimentos e se distanciar da fonte de radiação durante as exposições no crânio seco.

Pode-se considerar a pesquisa relevante, pois o objetivo é adequar o protocolo de aquisição de imagens para a melhor identificação e descrição de defeitos ósseos. O pesquisador verificará se é possível obter confiabilidade diagnóstica para protocolos com baixa exposição à radiação ionizante.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O pesquisador apresenta o TCLE atendendo aos critérios do CEP e oferecendo todas as garantias aos sujeitos envolvidos.

Apresenta o Termo de Doação de mandíbulas humanas secas do Laboratório de Anatomia Humana da UNIME assinada coordenador Prof. Dr. Erasmo Almeida Junior.

O pesquisador apresenta o Termo de Responsabilidade para o Uso do TCFC do laboratório da FOUFBA.

**Recomendações:**

O pesquisador deverá encaminhar o relatório final ao CEP após o término da pesquisa.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Diante da análise do projeto a Relatoria considera-o aprovado.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

Endereço: Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar  
 Bairro: Canela CEP: 40.110-150  
 UF: BA Município: SALVADOR  
 Telefone: (71)3283-8969 Fax: (71)3283-8962 E-mail: cepodobahia@ufba.br

FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



Continuação do Parecer: 784.880

**Considerações Finais a critério do CEP:**

A plenária deste colegiado acompanha parecer do relator.

SALVADOR, 09 de Setembro de 2014

---

Assinado por:

**Sandra de Cássia Santana Sardinha**  
(Coordenador)

Endereço: Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar  
Bairro: Canela CEP: 40.110-150  
UF: BA Município: SALVADOR  
Telefone: (71)3283-8969 Fax: (71)3283-8962 E-mail: cepodobahia@ufba.br