GILBERTO ARAUJO NORO FILHO

**Efeito do artefato de “beam hardening” na capacidade de
identificação das alterações periodontais e peri-implantares**

São Paulo

2015

GILBERTO ARAUJO NORO FILHO

**Efeito do artefato de “beam hardening” na capacidade de
identificação das alterações periodontais e peri-implantares**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Prof. Dr. Claudio Costa

São Paulo

2015

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Noro Filho, Gilberto Araujo.

Efeito do artefato de "beam hardening" na capacidade de identificação das alterações periodontais e peri-implantares / Gilberto Araujo Noro Filho ; orientador Claudio Costa. -- São Paulo, 2015.

82 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Artefatos. 3. Implantes dentários. I. Costa, Claudio. II. Título.

Noro Filho GA. Efeito do artefato de “beam hardening” na capacidade de identificação das alterações periodontais e peri-implantares. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2015

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Gostaria de dedicar esse trabalho ...

A **Deus** por estar sempre presente em minha vida, iluminando meu caminho e minha família.

A minha esposa, **Lívia**, presente ao meu lado em todos os momentos da minha vida e responsável pela colaboração e incentivo na minha carreira profissional e acadêmica. Muito obrigado por todo o seu carinho e apoio em nossa trajetória. Te amo muito.

A meu filho, **Nicolas**, pelo seu carinho, afeto, amizade, felicidade. Você é o principal responsável pela energia e alegria que temos em casa, muito obrigado por fazer parte da nossa família. Assim como ao **Lucas** que chegará em 2016 para completar nossa família, te aguardamos ansiosamente com muito amor e carinho.

A meus pais, **Gilberto e Maria**, responsáveis por passarem os valores mais importantes da vida, vocês sempre serão um exemplo para mim e quando nos tornamos pai percebemos o quão especial e árduo é essa missão. Amo muito e admiro vocês.

A minha irmã, **Tati e meu cunhado André**, agradeço pela amizade, companheirismo e por estarem sempre presentes em todos os momentos.

A **minha família**, incluindo os meus sogros **Geraldo e Ivaniza**, e meu cunhado, **Murilo** por todo o apoio e confiança, incentivando sempre minha evolução pessoal e profissional, me sinto como um filho e um irmão. Muito obrigado.

Aos meus tios, tias, afilhados, primos pela confraternização, amizade e carinho nos momentos pessoais e profissionais.

E em especial aos meus avôs, **Alberto e Odete, José e Maria**, pelo exemplo de vida e perseverança, sendo responsáveis pelo cultivo dos valores presentes em nossa família. Muito obrigado por tudo.

AGRADECIMENTOS

Ao meu Orientador, **Prof. Dr. Claudio Costa** pela confiança e orientação durante toda a pós-graduação. Agradeço pela sua dedicação, compreensão, bom humor e experiência compartilhada. Assim como, pela oportunidade de participar desse programa e pela amizade desenvolvida.

Ao **Prof. Dr. Elcio Magdalena Giovani**, o grande responsável por me incentivar a ingressar na carreira acadêmica, agradeço sempre a sua indicação, confiança, amizade e dedicação.

Aos amigos **Bruno e Daniela** pela parceria desenvolvida desde o mestrado, experiências compartilhadas durante a pós-graduação e, principalmente, pela ajuda e disposição na leitura das imagens da minha tese.

Agradeço aos professores, **Prof. Dr. César Angelo Lascala**, **Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira** e, **Profa. Dra. Emiko Saito Arita** pelo constante apoio, incentivo e ensinamentos compartilhados.

Agradeço ao **Prof. Dr. Celso Augusto Lemos Júnior**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Diagnóstico Bucal, e à **Profa. Dra. Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira**, Professora Titular da Disciplina de Radiologia da FOUSP, por toda dedicação e disponibilidade durante o Doutorado.

Agradeço aos professores, **Prof. Dr. Evângelo Tadeu Terra Ferreira (in memorian)**, **Prof. Dr. Claudio Fróes de Freitas**, **Prof. Dr. Israel Chilvarquer**, e **Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti** pelos ensinamentos transmitidos em suas aulas e contribuição na minha formação.

Agradeço à **Sra. Maria Aparecida Pinto**, Secretaria da Disciplina de Radiologia pela sua atenção, disponibilidade e auxílio em todas as etapas do Doutorado, sempre com atenção e preocupação com todos os pós-graduandos.

Agradeço aos **meus colegas da pós-graduação**, pelo companheirismo, excelente convivência, assim como, experiências compartilhadas durante todo o curso.

Agradeço ao **Prof. Lucas Petri Damiani** pela dedicação na elaboração da análise estatística do trabalho.

Agradeço a Bibliotecária **Sra. Glauci Elaine Damasio Fidélis** do SIBI-USP pela revisão do texto da tese.

Agradeço a empresa **INFINNITHEALTHCARE** da Coréia do Sul pela cessão do software Xelis Dental utilizado na análise das imagens.

Agradeço ao **LAPI-FOUSP** (Laboratório para análise e processamento de imagem) pela infraestrutura, equipamentos e softwares disponíveis.

Agradeço a **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**, pela estrutura e apoio durante minha formação, promovendo meu crescimento profissional e humano.

RESUMO

Noro Filho GA. Efeito do artefato de “beam hardening” na capacidade de identificação das alterações periodontais e peri-implantares [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

Artefatos ocorrem principalmente, próximos de estruturas de alta densidade como o metal, sendo que essa alteração pode interferir na interpretação das imagens e no diagnóstico. O intuito do presente estudo é avaliar o nível ósseo ao redor de dentes e implantes por meio de dois programas diferentes e a qualidade da imagem na presença de artefatos metálicos. Foram avaliadas imagens de arquivo obtidas através do TCFC Gendex™ GXCB500 (*Gendex Dental Systems, Des Plaines, IL, USA*). Os software utilizados foram o Xelis Dental (InfinitHealthcare, South Korea) e o OsiriX MD (Pixmeo, Geneva, Switzerland) em cortes tomográficos transaxiais de 2 mm. Foram avaliadas 145 imagens de TCFC, sendo incluídos no estudo 35 exames (as idades variaram de 35 a 83 anos), representando um total de 30 Dentes e 30 Implantes, sendo que houve uma distribuição harmônica entre os grupos em relação ao gênero e idade. Três avaliadores treinados realizaram as observações das imagens separadamente em dois períodos distintos e a qualidade da imagem foi classificada em severa, forte, moderada e mínima. Na avaliação da qualidade de imagem os implantes apresentaram uma prevalência maior de artefatos severo e forte. No entanto, as avaliações dos implantes apresentaram uma maior consistência intra-observador, demonstrando, portanto, uma maior dificuldade na classificação dos dentes. Além disso, na avaliação conjunta de dentes e implantes a consistência global dos observadores aumentou. O software OsiriX apresentou desempenho superior nas medidas lineares dos dentes e implantes na avaliação intra-examinador. Embora nenhuma das correlações intraclasse avaliadas tenha sido excelente, a grande maioria foi satisfatória, com valores entre 0,4 e 0,7. Podemos concluir que a presença de artefatos metálicos limita a qualidade da imagem do nível ósseo ao redor dos dentes e implantes, assim como o programa OsiriX apresentou resultados nitidamente superiores na avaliação das medidas lineares.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Artefatos. Implante dentário, OsiriX.

ABSTRACT

Noro Filho GA. "Beam Hardening" artefact effect in identifying capacity of periodontal and peri-implant changes [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

Artifacts occur mainly near high-density structures, such as metal, this alteration may affect images interpretation and diagnosis. The aim of this study is to evaluate the bone level around teeth and implants through two different software and image quality in presence of metal artefacts. Archival images obtained were evaluated by CBCT Gendex™GXCB500 (Gendex Dental Systems, Des Plaines, IL, USA). The software used was Xelis Dental (InfinnitHealthcare, South Korea) and OsiriX MD (Pixmeo, Geneva, Switzerland) in transaxial tomographic slices of 2 mm. We evaluated 145 CBCT images and included in the study 35 exams (ages ranged from 35 to 83 years-old), representing a total of 30 teeth and 30 implants, there was a harmonic distribution between groups in relation gender and age. Three trained examiners made observations of images separately in two distinct periods and the image quality evaluation was classified in severe, strong, moderate and minimal. Evaluation of implants image quality presented a higher prevalence of severe and strong artifacts. However, implants evaluation presented a higher intra-observer consistency, therefore teeth assessment presents a greater difficulty. In addition, joint assessment of teeth and implants increased global consistency of observers. OsiriX software outperformed intra-examiner linear measurements of teeth and implants. Although none of the intraclass correlations evaluated has been excellent, vast majority was satisfactory, with values between 0.4 and 0.7. We conclude that presence of metal artifacts limits the image quality of bone level around teeth and implants as well as software OsiriX presented significantly better results in the evaluation of linear measurements.

Keywords: Cone-beam computed tomography. Dental implant. Artifacts. OsiriX.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Cortes axiais do titâneo e chumbo nos diferentes equipamentos de TCFC. Fonte: Pauwels et al., 2013	27
Figura 4.1 - Imagem de TCFC mostrando uma combinação de artefatos, demonstrando a complexidade da interpretação da imagem. Com a presença de artefatos de (BH) como cupping = “cálice” (imagem hiperdensa) e streak = “veio” (imagem hipodensa).....	32
Figura 4.2 - Reconstrução 3D do software Xelis Dental na presença de artefatos....	33
Figura 4.3 - Posição do ponto central do dente no software OsiriX para as medidas vestibular e lingual no corte transaxial.....	34
Figura 4.4 - Seleção das referências utilizadas no software Xelis da plataforma do implante a crista óssea no corte transaxial.....	35
Figura 5.1 - Fluxograma do estudo.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Classificação da qualidade de imagem de acordo com o artefato de imagem “beam hardening” (BH).....	34
Tabela 5.1 - Qualidade da Imagem para avaliação dos dentes nas primeiras e segundas observações por observador e software.....	38
Tabela 5.2 - Qualidade da Imagem para avaliação dos implantes nas primeiras e segundas observações por observador e software.....	39
Tabela 5.3 - Qualidade da Imagem para avaliação dos implantes e dentes nas primeiras e segundas observações por observador e software.....	40
Tabela 5.4 - Viés estimado pelo método de Bland-Altman e coeficiente de concordância de Lin para cada medida avaliada nos dentes e implantes no software Xelis.....	41
Tabela 5.5 - Viés estimado pelo método de Bland-Altman e coeficiente de concordância de Lin para cada medida avaliada nos dentes e implantes no software Osirix.....	42
Tabela 5.6 - Média e desvio padrão (DP) da segunda avaliação por observador e coeficiente de correlação intraclassa (CCI) com intervalo de confiança (IC) de 95%.....	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	duas dimensões
3D	três dimensões
AR	redução de artefato
BH	<i>beam hardening</i>
CCD	<i>charge coupled device</i>
CCI	coeficiente de correlação intraclasse
CHF	moeda Franco Suíço
CTBMF	Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
DP	desvio padrão
EMQ	espessura da mucosa queratinizada
EVA	escala visual analógica
FM	forame mental
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
FOV	<i>field of view</i>
IC	intervalo de confiança
JCE	junção cimento-esmalte
kVp	quilovoltagem pico
mA	miliamperagem
MAR	<i>metal artefact reduction</i>
mGy	miliGray
micro-TC	micro tomografia computadorizada
mSv	miliSievert
PAgG	periodontite agressiva generalizada
PCG	periodontite crônica generalizada
PCS	profundidade clínica de sondagem
RC	radiografia intrabucal convencional
TC	tomografia computadorizada
TCFC	tomografia computadorizada de feixe cônico
TCMS	tomografia computadorizada multi-slice
TCT	tomografia computadorizada tradicional

LISTA DE SÍMBOLOS

$<$	Sinal matemático indicativo de inferioridade
$\leq$	Sinal matemático de menor ou igual
$>$	Sinal matemático indicativo de superioridade
$\geq$	Sinal matemático de maior ou igual
$\%$	Porcentagem
$=$	igual
$\pm$	desvio padrão
κ	coeficiente Kappa

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Tomografia computadorizada de feixe cônico na avaliação do nível ósseo	16
2.2 Artefato de beam-hardening	22
3 PROPOSIÇÃO	30
4 MATERIAL E MÉTODOS	31
4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA.....	31
4.2 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS.....	32
4.3 AVALIAÇÃO DAS IMAGENS	33
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	35
5 RESULTADOS.....	37
6 DISCUSSÃO	45
7 CONCLUSÕES	49
REFERÊNCIAS.....	50
APÊNDICE A	56
ANEXO A	80

1 INTRODUÇÃO

A doença periodontal é uma resposta inflamatória decorrente da presença do biofilme dental na margem gengival, sendo a resposta do hospedeiro à microbiota do biofilme e aos seus subprodutos. Este processo inflamatório decorrente da invasão microbiana é o mecanismo pelo qual o hospedeiro responde a esta agressão e que determina as alterações patológicas dos tecidos periodontais.

Assim como, a peri-implantite é uma doença infecciosa que afeta os tecidos peri-implantares, como a mucosa e o osso de suporte. É uma infecção local causada por uma microflora específica bem conhecida que se estabelece na superfície do implante, cujos sinais e sintomas são muito parecidos com os da periodontite (Ericsson et al., 1996; Mombelli; Lang, 1998). As lesões da peri-implantite são caracterizadas por inflamação da mucosa (mucosite), migração apical do epitélio juncional e exposição das roscas do implante ao ambiente oral, gerando bolsas peri-implantares. Se não tratada adequadamente pode levar à reabsorção óssea e consequente perda do implante (Keller et al., 1998; Hayek et al., 2005).

A avaliação radiográfica tem sido um exame complementar importante no diagnóstico da doença periodontal e peri-implantar, determinando seu diagnóstico, prognóstico, plano de tratamento e acompanhamento de cada paciente (Eley; Cox, 1998; Mol, 2004). Atualmente, existe uma diversidade de modalidade de diagnóstico por imagem intra-oral e extra-oral para o acompanhamento do paciente com doença periodontal e peri-implantar, aonde utiliza-se rotineiramente as modalidades radiográficas de duas dimensões (2D) como por exemplo, as radiografias panorâmica, periapical e interproximal. Todas essas modalidades fornecem uma importante ferramenta de diagnóstico, mas possuem algumas limitações (Mol, 2004).

Portanto a utilização do exame complementar tridimensional (3D), tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que apresenta menor emissão de radiação em relação a tomografia computadorizada multi-slice (TCMS) foi avaliado na periodontia (Mengel et al., 2005; Misch et al., 2006; Vandenberghe et al., 2007; Vandenberghe et al., 2008; Walter et al., 2010; Feijo et al., 2012; Fleinert et al., 2013; Qiao et al., 2014) e no diagnóstico da peri-implantite (Kehl et al., 2011;

Kamburoglu et al., 2013; Ritter et al., 2014) com objetivo de diminuir as limitações dos exames de duas dimensões.

De acordo com o consenso da Academia Europeia para a Osseointegração há uma necessidade de maiores cuidados quando a indicação da tomografia computadorizada em Odontologia. As doses de radiação eficaz para as diferentes modalidades de diagnóstico são menores que 0,002 mSv na radiografia periapical intraoral, entre 0,003-0,024 mSv na radiografia panorâmica, 0,019-0,874 na TCFC e de 0,280-1,410 mSv na TCMS (Harris et al., 2012). Portanto a indicação da modalidade adequada deve estar baseada em evidências científicas de consensos e orientações da literatura em cada especialidade (Horner et al., 2015).

Além disso, a ocorrência de artefato conhecido como *beam hardening* (endurecimento do feixe) ocorre, principalmente, próximo de corpos de alta densidade, como os metálicos (implantes dentais, núcleos intra-radiculares e coroas). Em áreas com alta absorção de raios X, tais como estrutura de alta densidade, resultando em efeitos de endurecimento do feixe (Draenert et al., 2007), sendo que essa alteração pode interferir na interpretação das imagens e consequentemente no diagnóstico (Bechara et al., 2012a).

O presente estudo tem como intuito avaliar o nível ósseo alveolar ao redor de dentes e implantes por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), através da mensuração da crista óssea alveolar e classificação da qualidade da imagem, analisando a influência do artefato de “beam hardening” na capacidade de identificação das alterações periodontais e peri-implantares.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA AVALIAÇÃO DO NÍVEL ÓSSEO

A principal limitação da utilização da radiografia periapical na periodontia é que o exame fornece uma imagem bidimensional de um objeto tridimensional, causando problemas em relação a validade, acurácia e precisão do exame (Hausmann, 2000). Sendo portanto, considerado um método auxiliar de diagnóstico e o exame clínico soberano através da avaliação dos parâmetros clínicos periodontais como profundidade clínica de sondagem, nível de inserção clínica, margem gengival, índice de sangramento, envolvimento de furca e mobilidade (Armitage, 2003).

O diagnóstico por imagem é considerado uma importante ferramenta de exame complementar para o paciente com alteração do nível ósseo periodontal ou peri-implantar. Sendo de fundamental importância para o diagnóstico e planejamento odontológico. Uma das principais indicações para o exame radiográfico em periodontia é avaliar o defeito ósseo linear (horizontal) e não linear (vertical), que pode ser mensurada através da distância da junção cimento-esmalte (JCE) até a crista óssea. Além disso, podemos obter informações relacionadas a lâmina dura, espaço do ligamento periodontal, envolvimento de furca, dentes inclusos ou impactados, excessos de restauração, cálculo, anatomia radicular e tecido periapical (Mol, 2004).

Um dos primeiros estudos que utilizaram a TCFC na periodontia foi realizado *in vitro* com mandíbulas humanas e de porcos, comparando as radiografias periapicais, radiografia panorâmica, tomografia computadorizada (TC) convencional e TCFC através de análise histológica. O estudo avaliou a presença de deiscência, fenestração, defeitos intraósseos de duas ou três paredes, assim como, envolvimento de furca Classe I e II. Verificou-se que tanto a TC convencional, quanto a TCFC foram precisos na detecção de defeitos intraósseos, na TC $0,16 \pm 0,1$ mm e para a TCFC $0,19 \pm 0,11$ mm. Sendo esses resultados significativamente

melhores, quando comparados a radiografia periapical ($0,33 \pm 0,18$ mm) e radiografia panorâmica ($1,07 \pm 0,62$ mm), assim como as radiografias bidimensionais avaliaram apenas os defeitos verticais (mesiais e distais) e horizontais (lineares). Os autores concluíram subjetivamente (avaliação de cinco examinadores) que a TCFC teve uma melhor qualidade de imagem (Mengel et al., 2005).

Quando comparado a TCFC, profundidade clínica de sondagem (PCS) e radiografia periapical convencional (filme F-speed), a TCFC foi estatisticamente mais acurada e apresentou os resultados mais próximos quando comparada a PCS. Além disso, a TCFC foi capaz de detectar todos os defeitos intraósseos e a radiografia periapical detectou apenas 67% dos sítios. Portanto, a TCFC foi superior as demais técnicas e permitiu a avaliação tridimensional do defeito periodontal (Misch et al., 2006). Resultados semelhantes foram encontrados quando comparados a TCFC com as radiografias periapicais digitais com sensor CCD. O exame tridimensional foi superior na detecção da morfologia do defeito, defeitos intraósseos na parede vestibular e lingual, envolvimento de furca, no entanto, a imagem obtida pelo sensor CCD apresentou um melhor detalhe do tecido ósseo (qualidade óssea, contraste e lâmina dura) (Vandenberghe et al., 2007; Vandenberghe et al., 2008).

Atualmente, as aplicações da TCFC na periodontia são limitadas e a avaliação da literatura indica que 3% dos artigos publicados em odontologia estão relacionados com aplicações em periodontia, sendo que a maioria dos artigos 70% foram publicados na área da cirurgia e traumatologia buco-maxilo-facial (CTBMF), a ortodontia conta com 16% e a implantodontia apresenta apenas 13% dos artigos publicado nessa área (De Vos et al., 2009).

O uso da tomografia computadorizada está amplamente difundido tanto na medicina quanto na odontologia, sendo utilizado em quase todas as áreas, como: implantodontia, periodontia, endodontia, ortodontia, cirurgia ortognática e traumatologia, entre outras. Com a evolução dos sistemas tomográficos, partindo do movimento linear, até os atuais, multidirecionais (hipocicloidal e espiral), houve um incremento na qualidade das imagens e, portanto, no detalhamento das estruturas anatômicas avaliadas. Além disso, a qualidade da imagem da TCFC é igual ou até mesmo superior a TC médica e devido à baixa dose de radiação e sua alta resolução está indicada, principalmente, na odontologia (Liang et al., 2010).

Walter et al. (2010) avaliaram a acurácia da TCFC na detecção do envolvimento de furca grau I em molares superiores. Foram avaliados 14 pacientes

com periodontite crônica avançada, e selecionadas através da tomografia 25 molares superiores com envolvimento de furca I, que após o exame de imagem foram realizadas cirurgia periodontal. Aproximadamente 84% dos sítios foram confirmados cirurgicamente com envolvimento de furca I ($\kappa = 0,926$ IC 95%: 0,681-1), enquanto 11 sítios (14,7%) foram subestimados (valores da TCFC menor do que o valor cirúrgico) e em apenas 1,3% dos casos (1 sítio) a tomografia superestimou. Portanto, a TCFC demonstrou uma alta acurácia na detecção do envolvimento de furca grau I.

Kehl et al. (2011) avaliaram o nível ósseo marginal tridimensional após 5 a 15 anos do recebimento de carga em implantes de pacientes parcialmente edêntulos, que passaram pelo tratamento da periodontite crônica generalizada (PCG) e periodontite agressiva generalizada (PAgG). Dezesete pacientes com PCG e 17 pacientes com PAgG foram reabilitados com 119 implantes. Esses pacientes foram acompanhados clinicamente trimestralmente após a instalação dos implantes e radiograficamente em intervalos fixos. Após o final desse período de observação uma TCFC foi utilizada para avaliar o nível ósseo circunferencial (mesial, distal, vestibular, lingual e palatino) e a determinação da espessura da mucosa queratinizada (EMQ). Em ambos os grupos, foi observada uma perda óssea significativa na região vestibular (PAgG: $4,49 \pm 2,93$ mm; PCG: $3,57 \pm 2,94$ mm) com maior perda óssea em pacientes com PAgG ($3,00 \pm 1,67$ mm) em comparação com pacientes com PCG ($2,45 \pm 1,08$ mm). Os menores valores para EMQ foram encontrados na região anterior da mandíbula. Houve correlação significativa entre os parâmetros clínicos periodontais e a perda óssea na mandíbula de pacientes com PAgG. Portanto, a perda óssea foi observada na região vestibular e foi maior em pacientes com PAgG, apresentado correlação com a mucosa queratinizada e aumento do processo inflamatório.

Harris et al. (2012) apresentaram as indicações sugeridas pela Associação Europeia de Osseointegração para as várias técnicas radiográficas e sua utilização para o diagnóstico. Sendo que, a escolha da modalidade do diagnóstico por imagem deve ser baseada na necessidade específica de cada paciente e o plano de tratamento proposto. Sendo que, a TC e a TCFC são as mais indicadas quando precisamos avaliar detalhadamente sítios propostos para instalação de implantes.

Feijo et al. (2012) verificaram a precisão da TCFC na mensuração horizontal de defeitos ósseos periodontais. Foram selecionados 6 pacientes com periodontite e

desses pacientes foram avaliados 8 molares, totalizando 72 medições. As imagens foram obtidas através do equipamento i-CAT® Cone Beam 3D (Dental Imaging System, Imaging Science International) e avaliadas através do software Xoran CAT® v 3.0.1 (Imaging Science, EUA). Os defeitos ósseos periodontais foram mensurados durante a intervenção cirúrgica, tendo como referência a junção cimento-esmalte. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas clínicas e a TCFC ($p>0,05$), sendo assim a tomografia computadorizada de feixe cônico reproduziu com precisão as medidas clínicas dos defeitos ósseos horizontais da doença periodontal.

A avaliação tridimensional de defeitos periodontais através da TCFC está indicada na presença de defeitos intraósseos, envolvimento de furca e sobreposição de estruturas, pois nessas indicações os exames bidimensionais não indicam os níveis ósseos das corticais vestibular e lingual, assim como não conseguem definir a morfologia interna dos defeitos ósseos. Além disso, quando utilizado para avaliação do nível ósseo de uma região específica deve ser utilizado um campo de visão (FOV) menor, evitando uma exposição à radiação desnecessária do paciente. Com os avanços tecnológicos, futuramente pode-se diminuir a dose de radiação necessária para a aquisição da imagem, assim como através do desenvolvimento de um algoritmo promover a redução de artefatos e ruídos associados a TCFC. Portanto, a utilização da TCFC na periodontia deve ser utilizada apenas quando há uma indicação clínica e as técnicas de diagnóstico por imagem bidimensional tradicional (radiografia periapical e panorâmica) não forem suficientes para a elaboração do diagnóstico final e plano de tratamento (du Bois et al., 2012).

Walter et al. (2012) avaliaram o benefício financeiro do diagnóstico através da TCFC para as opções de tratamento de molares superiores, incluindo cirurgia periodontal e implante imediato. Foram selecionados 12 pacientes com periodontite crônica generalizada e a TCFC foi realizada em 22 molares superiores com envolvimento de furca e aumento da profundidade clínica de sondagem. As recomendações terapêuticas foram baseadas no diagnóstico periodontal convencional (exame clínico e radiografias periapicais), ou com base nos dados adicionais da TCFC. De acordo com a tabela de honorários odontológicos da Suíça, a probabilidade de redução de custo e tempo, assim como a necessidade de tratamento foi analisada de acordo com uma distribuição cumulativa empírica. A redução do custo médio da TCFC foi de CHF 915 $\pm$ 1470 e a redução de tempo de

136 $\pm$ 217 minutos. Maiores reduções foram encontradas nas decisões clínicas de tratamentos invasivos (CHF 1566 $\pm$ 1840), particularmente para os segundos molares (CHF 2.485 $\pm$ 2.226). Os autores concluíram que a TCFC facilitou a redução dos custos de tratamento e tempo para molares superiores com doença periodontal, assim como a sua utilização se justifica quando terapias mais invasivas forem planejadas.

Fleiner et al. (2013) avaliaram uma nova abordagem radiográfica da mensuração do nível ósseo periodontal através da TCFC. As imagens foram adquiridas através do equipamento ProMax® 3D (Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia) com 80 kVp e 8 mA, tamanho do voxel de 160 μ m, utilizando como amostra um crânio humano. Os autores concluíram que a adoção de um procedimento de mensuração especial através de um sistema coordenado 3D permite uma mensuração consistente das posições mesial, central e distal do nível da crista óssea alveolar de ambos os lados. Desta forma, a quantificação do nível ósseo circunferencial utilizando TCFC com resolução padronizada de 160 μ m pode ser executada nas três dimensões.

As decisões terapêuticas no tratamento cirúrgico periodontal são baseadas no diagnóstico preciso do envolvimento de furca. A sondagem periodontal é a ferramenta de diagnóstico de eleição, no entanto a precisão da sondagem na diferenciação do envolvimento de furca Classe II e III é desconhecida. Essa pesquisa teve como objetivo comparar as medidas realizadas através de sondagem e tomografia computadorizada (TC). Foram incluídos no estudo 75 indivíduos com doença periodontal severa, um total de 582 sítios de envolvimento de furca de molares foi diagnosticado através da sondagem em Classe II e III e o diagnóstico baseado na tomografia computadorizada serviu como referência. O grau de envolvimento de furca nos achados clínicos foi confirmado em 57% dos sítios, enquanto 20% foram superestimados e 23% subestimados em relação à avaliação radiológica. Apenas 32% do envolvimento de furca grau III diagnosticado através da TC foram clinicamente detectados. A melhor correlação da TC e sondagem clínica foi encontrada em sítios de molares inferiores na região vestibular (κ = 0,52) e para os molares inferiores (κ = 0,38). Para as regiões linguais (κ = 0,35), mesial (κ = 0,29) e para distais (κ = 0,27) mostrando uma correlação mais fraca. Portanto, as tomografias computadorizadas oferecem informações mais detalhadas sobre o envolvimento de furca do que a sondagem clínica, sendo principalmente, antes do

tratamento cirúrgico periodontal uma ferramenta útil para avaliar a classificação do envolvimento de furca e otimizar as decisões terapêuticas (Laky et al., 2013).

Qiao et al. (2014) investigaram a acurácia da TCFC na detecção do envolvimento de furca I. Foram avaliados 15 pacientes com periodontite crônica generalizada após a terapia inicial, e incluídos 20 molares superiores aonde foram comparadas a abordagem cirúrgica e a TCFC. Os achados cirúrgicos do envolvimento de furca I foram confirmados pela TCFC em 82,4% dos casos ($\kappa = 0,917$). Dos parâmetros avaliados anatomia da raiz, morfologia da furca, o comprimento médio do tronco da raiz e a largura da entrada da raiz os valores encontrados na TCFC estavam de acordo com os parâmetros cirúrgicos ($p > 0,05$). O nível ósseo horizontal e nível ósseo vertical foram subestimados pela TCFC quando comparado com o grupo controle ($p \leq 0,05$). Os autores concluíram que a TCFC tem uma alta acurácia na detecção da perda de tecido periodontal e morfologia radicular em molares superiores.

Zhao et al. (2014) avaliaram a importância da concavidade radicular no primeiro pré-molar na doença periodontal crônica e nos defeitos intra-ósseos. Foi realizada reconstrução tridimensional através da TCFC para observar a anatomia da radicular e o tipo de defeito ósseo nos sítios mesial e distal de 272 primeiros pré-molares de 99 pacientes com periodontite crônica, assim como, os parâmetros clínicos periodontais. A presença de concavidade radicular na mesial e distal do primeiro pré-molares superiores foram de 100% e 39,3%, respectivamente e nos inferiores de 42,5% e 31,3%, respectivamente. A distribuição dos diferentes tipos de concavidades em termos de idade e gênero dos pacientes não foram estatisticamente significante. A média de profundidade clínica de sondagem e perda do nível de inserção clínica dos primeiros pré-molares com concavidades radiculares foi significativamente maior do que aqueles sem concavidade ($p < 0,05$). Assim como, o acúmulo de placa foi significativamente diferente nos pré-molares com e sem concavidades radiculares ($p < 0,001$). Defeitos ósseos em forma de rampa foram dominantes para os dentes sem concavidades, enquanto para dentes com concavidades a forma de cratera foi a mais observada. Portanto a presença de concavidade radicular no primeiro pré-molar esteve associada com a doença periodontal e o tipo de defeito ósseo interproximal.

2.2 ARTEFATO DE BEAM-HARDENING

A radiação X é fortemente atenuada após a passagem por objetos metálicos, resultando em sinais fracos que atingem o detector. Portanto, se nesse caso o detector de raios X não captar o sinal fraco, haverá sombras associadas ao metal. Essas sombras poderão introduzir artefatos de raios, espalhando no tecido mole no momento da reconstrução da tomografia computadorizada (Joseph; Ruth, 1997).

Além disso, outra possível fonte de artefato é o efeito do endurecimento do feixe em tomografia computadorizada, reconhecido como uma das maiores fontes de defeitos, que promove à imprecisão e artefato nas imagens reconstruídas. Sendo que, os raios X de menor energia são mais absorvidos do que os de maior energia, consequentemente o espectro de distribuição da energia do feixe se altera quando ele passa através do objeto. O feixe de saída contém uma proporção maior de radiação com energia alta, tornando-se mais duro (Van de Casteele et al., 2002).

Desde o surgimento da TCFC foi possível a realização do diagnóstico através de imagens digitais tridimensionais da região da cabeça e pescoço com baixa dose de radiação (Harris et al., 2012). No entanto, uma das principais desvantagens da TCFC é a presença de artefatos de imagem na reconstrução final, onde temos como exemplo os artefatos com aspecto de estrias devido a corpos de alta densidade (implantes dentais, núcleos metálicos fundidos e coroas), assim como os artefatos relacionados à movimentação (Hanzelka et al., 2010; Spin-Neto et al., 2013; Spin-Neto et al., 2014; Spin-Neto et al., 2015).

Garib et al. (2007) realizaram a comparação entre a tomografia computadorizada tradicional (TCT) e a TCFC, avaliando vantagens e desvantagens de cada equipamento e suas características: TCT equipamento grande, necessário várias voltas de 360° dos feixes de raios X em torno do paciente, com maior dose de radiação e custo. Sendo que na presença de materiais metálicos há a produção de muito artefato. Por outro lado, na TCFC o aparelho é compacto e pequeno, permite exame apenas na região da cabeça e pescoço, para aquisição é necessário apenas uma volta do feixe de raios X em torno do paciente, dose de radiação 15 vezes menor que a TCT, custo relativamente reduzido, assim como na presença de metais há menor produção de artefatos.

Draenert et al. (2007) examinaram a permeabilidade do feixe cônico do aparelho de TCFC NewTom® 9000 em comparação com a TC MX 8000 (TC multidetectora de 4-fileiras) da Phillips. Foi utilizado um crânio para o escaneamento com os dois equipamentos numa resolução comparável de reconstrução como um implante ITI de 4,1mm da Straumann® em quatro posições na maxila (primeiro pré-molar superior direito e esquerdo e segundo molar superior direito e esquerdo). As imagens foram avaliadas por quatro examinadores experientes, sendo que o escaneamento com o NewTom® 9000 apresentaram os fenômenos de endurecimento do feixe mais fortes na forma de uma sombra do feixe de radiação em todas as reconstruções quando comparados com o outro aparelho. Segundo os autores provavelmente devido a geometria dos feixes de raios X, o filtro de raios X ou a diferença de ajuste dos mesmos.

Kovács et al. (2009) avaliaram qualitativamente o efeito do endurecimento do feixe em medições de micro-TC em modelo de cáries *in vitro*. Foram realizadas simulações em relação a fontes policromática e monocromática de raios X, através de um método de linearização com um algoritmo de ajuste polinomial de segunda ordem, sendo utilizado em casos específicos para a correção do endurecimento do feixe. Os resultados apresentaram para fonte monocromática o erro relativo das medições de profundidade e espessura da lesão da camada remineralizada foi de 1-2%, assim como no caso da fonte policromática, omitindo-se a correção do artefato de beam hardening (BH), o erro relativo excedeu 6%. Sendo que, após a correção apropriada do BH o erro relativo da medição reduziu para 1-2%. Portanto, a TC microscópica por apresentar fonte policromática e raios X, quando utilizado o método de linearização para correção do BH, apresentou o mesmo nível de erro relativo do que a fonte monocromática. Assim como, esse método é um modo útil para determinar as distorções causadas por artefatos em outros estudos que forem testar materiais e geometrias diferentes.

Schulze et al. (2010) investigaram propriedades geométricas e físicas associadas aos erros das reconstruções tridimensionais e seus efeitos na presença de implantes de titânio. O efeito de endurecimento de feixe foi calculado para uma situação policromática simplificada (três grupos de energia entre 80 e 110 kVp) e comparados com implantes de titânio (diâmetro de 4mm) expostos a dois equipamentos de TCFC. A absorção maciça dentro do corpo do implante foi calculada para os subconjuntos de baixa energia (80 kVp: 99,7%; 110 kVp: 90,9%),

enquanto que os subconjuntos de alta energia são apenas marginalmente absorvidos (80 kVp: 14,8%; 110 kVp: 11,3%). Assim, os dados do *phantom* revelaram valores drasticamente reduzidos de cinza em regiões afetadas pelo artefato (3DAccuitomo: -46% a -51%) ou (3DExam: -55%), além de aumento de ruído (67% contra 73%), quando comparado com regiões não afetadas. Portanto, os resultados dessa pesquisa comprovaram enormes artefatos de endurecimento do feixe em energias utilizadas rotineiramente para a aquisição da TCFC. Além disso, para uma redução significativa desses artefatos deve-se basear em modelos matemáticos mais sofisticados no processo de aquisição física da imagem, ao invés da utilização de algoritmos de reconstrução pós-processamento.

De acordo com Schulze et al. (2011) os artefatos resultam da discrepância entre modelos matemáticos e o processo de imagem física atual, podendo interferir no processo de diagnóstico e planejamento baseado na TCFC, portanto os profissionais devem estar preparados para sua presença. Em termos gerais, os artefatos são induzidos por discrepância entre as condições físicas reais e as reconstruções realizadas pelo TCFC. O ruído e a dispersão produzem artefatos adicionais, assim relatados na literatura:

- Artefatos de espalhamento
- Artefatos de extinção
- Artefatos de endurecimento de feixe (BH)
- Artefatos causados pelo efeito exponencial do gradiente das bordas
- Artefato de repetição (*aliasing*)
- Artefato anelares
- Artefatos de movimentação
- Artefatos de associados ao ruído nativo das imagens

Bechara et al. (2012a) estudaram a interferência de artefatos metálicos na qualidade do diagnóstico da TCFC. O objetivo desse estudo *in vitro* foi investigar se o algoritmo de redução do artefato metálico do equipamento Picasso Master 3D® (Vatech Technology) poderia reduzir a incidência de artefatos metálicos e aumentar a taxa de contraste-ruído. Foi construído um *phantom* e analisadas 20 imagens com variação dos regimes entre 50 e 90 kVp, entre as quais 10 delas tinham esferas metálicas incorporadas ao *phantom*. O algoritmo de redução do artefato metálico aumentou a taxa de contraste-ruído. Os autores concluíram que a melhoria da

qualidade das imagens e dos níveis de cinza no *phantom* foram alcançados quando o algoritmo de redução do artefato metálico foi utilizado na presença de esferas metálicas.

Consequentemente, o desenvolvimento de um algoritmo para redução do artefato metálico (MAR) diminuiu significativamente o ruído nas imagens quando uma esfera metálica era incorporada no *phantom*. Embora a quantidade de metal fosse limitada no momento do escaneamento, os resultados parecem ser promissores. Além disso, são necessárias novas pesquisas para definir o uso do algoritmo clinicamente e determinar se será confiável para a eliminação dos artefatos causados pelos corpos de alta densidade. Apesar da utilização do algoritmo de MAR aumentar o tempo de reconstrução, ainda é uma ferramenta útil na redução dos artefatos metálicos durante o escaneamento. (Bechara et al., 2012b)

Esmaeile et al. (2012) estudaram o número de artefatos de endurecimento do feixe nas imagens de implantes dentários comparando os equipamentos de TCFC NewTom® VG e Planmeca ProMax® 3D. Foi utilizado um modelo de perfuração do implante, assim como, foram instalados implantes (Dentis) nas áreas dos caninos, pré-molares e molares. Os cortes axiais e coronais dos implantes foram avaliados por dois radiologistas. Houve diferença estatisticamente significativa nos artefatos em cortes coronais e axiais entre os dois equipamentos ($p < 0,001$), com uma maior qualidade nas imagens produzidas pela NewTom® VG. Os autores concluíram que devido a maior qualidade das imagens produzidas NewTom® VG é recomendado para pacientes com extensas restaurações, próteses ou múltiplos implantes.

Spin-Neto et al. (2013) estudaram o impacto do artefato na qualidade da imagem da TCFC após a simulação do movimento da cabeça de um robô. Foi utilizado um crânio humano totalmente dentado incorporado num robô com dez movimentos pré-determinados. Foram utilizados três equipamentos de TCFC para aquisição das imagens: Threedimensional eXam® (KaVo Dental GmbH, Biberach, Alemanha), ProMax® 3D MAX (Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia) e Scanora® 3D (Soredex Oy, Tuusula, Finlândia). Foram avaliadas imagens axiais qualitativamente em três níveis: Forame mental (FM), forame infraorbitário e forame supraorbitário, assim como a presença de artefatos. A escala visual analógica (EVA) de 10 cm foi utilizada quantitativamente para avaliar a qualidade da imagem, sendo avaliado por quatro examinadores. Os autores encontraram como resultado para todas as unidades e padrões de movimento, artefatos em forma de *streak* (veio) foram os

mais comuns. Os quatro examinadores concordaram com a presença de 90% das imagens, sendo que, as imagens axiais apresentaram a menor qualidade de imagem após o movimento ($EVA=72,4 \pm 24,0\text{mm}$) quando comparado com as imagens de referência ($EVA=97,3 \pm 2,6\text{mm}$). Os maiores artefatos foram encontrados para o nível FM, para as imagens transversais a qualidade da imagem foi menor após o tremor. Portanto, o movimento de cabeça de qualquer tipo resultou em artefatos nas imagens tomográficas. O impacto da qualidade de imagem depende da região e do nível da imagem axial avaliada do crânio.

Pauwels et al. (2013) analisaram a presença de artefatos metálicos através da aquisição de treze equipamentos de TCFC comparados a tomografia computadorizada multi-slice (TCMS) com diferentes protocolos de exposição e densidades metálicas. Foi desenvolvido um protótipo de polimetilmetacrilato contendo titânio e barras de chumbo. A presença de artefatos foi avaliada por dois examinadores através da mensuração do desvio padrão dos valores dos voxels na periferia das hastes, normalizando esses valores através porcentagem do desvio padrão máximo teórico. Os valores dos artefatos para o titânio variaram de 6,1% e 27,4 % e entre 10% e 43,7% para o chumbo. A maioria dos dispositivos TCFC obteve um desempenho pior do que TCMS nos artefatos de titânio, mas todos eles tiveram melhor desempenho para artefatos de chumbo. Em geral, não foi observada vantagem nos protocolos de altas doses. No entanto, alguns dispositivos demonstraram redução do artefato para FOV maiores ou protocolos de alta exposição. Portanto, as regiões próximas as hastes de metálicas foram moderadamente ou gravemente afetados, particularmente na área entre as barras.

Figura 2.1 - Cortes axiais do titânio e chumbo nos diferentes equipamentos de TCFC
Fonte: Pauwels et al. (2013)

Kamburoglu et al. (2013) investigaram a acurácia da TCFC obtida com a presença ou ausência da redução do artefato (AR) na detecção simulada de defeitos periodontais e peri-implantares. Foram instalados 42 implantes em mandíbulas edêntulas e 38 dentes presentes em mandíbulas secas. Essa amostra foi dividida em dois grupos: grupo teste (simulação de defeitos) e grupo controle (sem a simulação), sendo utilizado para aquisição um equipamento Planmeca ProMax® 3D Max (Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia). Os resultados intraobservador para peri-implantite variou entre 0,140-0,792 e 0,189-1,0 para os defeitos periodontais. Todos os fatores foram estatisticamente significantes ($p < 0,001$), exceto para o modo de imagem e a marca do implante. Foram encontradas interações entre os pares dos defeitos periodontais e defeitos peri-implantares ($p < 0,001$), observadores ($p < 0,001$), observador e imagem ($p < 0,001$). Os valores das áreas sob as curvas mais elevadas

foram encontrados para defeitos periodontais do que para defeitos peri-implantares. Os defeitos peri-implantares linguais foram mais difíceis de serem detectados do que os defeitos periodontais linguais. Assim com, não foi encontrada diferença na utilização do modo AR (redução de artefato).

Ritter et al. (2014) avaliaram a acurácia da TCFC e da radiografia intrabucal convencional (RC) na avaliação óssea peri-implantar em comparação com a análise histológica. Foram avaliados 26 implantes instalados em mandíbulas de cães com defeito na parede óssea vestibular. As medidas da TCFC estiveram bem correlacionadas com análise histomorfométrica do nível ósseo vestibular, espessura óssea lingual e comprimento do implante ($p < 0,05$). Quando comparado a análise histomorfométrica, o nível ósseo mesial e distal foram subestimados tanto para a RC, quanto para a TCFC. Todas as correlações intra-classe foram altamente significativas. Sendo assim, A TCFC fornece informações úteis do nível ósseo ao redor dos implantes com diferentes níveis de precisão. A RC e TCFC avaliam igual o nível ósseo mesial e distal, no entanto dentro dos seus limites, a TCFC também pode avaliar o nível ósseo vestibular e lingual. Os artefatos metálicos limitam a qualidade da imagem do nível ósseo ao redor dos implantes, portanto novas pesquisas podem esclarecer os valores dos algoritmos de reconstrução no pós-processamento.

Os movimentos da cabeça podem resultar em artefatos de movimento na TCFC, levando a degradação da qualidade da imagem. Spin-Neto et al. (2014) avaliaram a capacidade dos observadores para reconhecer o movimento do paciente durante TCFC e decidir a interrupção antecipada do exame. A maioria dos movimentos durante o exame (20 segundos) foi detectada no vídeo de 3 segundos. Sendo assim, ao observar as gravações de vídeo, observadores treinados são capazes de reconhecer o movimento do paciente com elevada especificidade para interrupção do exame.

Spin-Neto et al. (2015) avaliaram o movimento do paciente e a reexposição na TCFC. Foi utilizada uma amostra composta de 248 exames de TCFC em 190 pacientes filmados durante o exame. A prevalência de movimento foi de 21%, sendo que os fatores relacionados com o movimento foram à utilização de rolo de algodão para a estabilização da mandíbula do paciente, quando o cabelo do paciente tocou equipamento da TCFC e a idade do paciente de 15 anos ou mais. A faixa etária de 15 anos ou mais teve um impacto significativo no movimento ($p < 0,001$; odds ratio

[OR] = 11,0). Além disso, houve 16 reexposições (6,4%) que estava relacionada com a faixa etária de 15 anos ou mais, com a presença do rolo de algodão e com o campo de visão (FOV). A utilização de um FOV maior teve impacto significativo sobre a reexposição ($p = 0,04$; ou OR = 5,8).

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem o propósito de:

1. Avaliar a interferência do artefato de “beam hardening” na definição da qualidade da imagem das alterações periodontais e peri-implantares.
2. Avaliar a influência do software de leitura na avaliação qualitativa e quantitativa das alterações periodontais e peri-implantares.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Arquivo de imagens digitais de indivíduos com idades entre 35 e 83 anos foram avaliados em relação ao nível ósseo e ao efeito do artefato de “beam hardening”. As imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico foram adquiridas a partir de pacientes que necessitaram do exame por razões odontológicas. Todas as imagens foram obtidas por meio da base de dados da LAPI-FOUSP (Laboratório para Análise e Processamento de Imagens).

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade de São Paulo com número de parecer 428.738 (ANEXO A) e só teve início após a aprovação do mesmo.

As razões dos pacientes realizarem o exame TCFC incluem procedimentos para planejamento em Implantodontia, fratura de elementos dentais, Ortodontia, Endodontia e Cirurgia.

Esse estudo foi dividido em dois grupos:

Grupo Dente (D): 30 dentes pré-molares ou molares com tratamento endodôntico, núcleo metálico fundido e coroa, observando alteração do nível ósseo horizontal na reconstrução panorâmica.

Grupo Implante (I): 30 implantes na região dos pré-molares ou molares com a presença da prótese sobre-implante, observando alteração do nível ósseo horizontal na reconstrução panorâmica.

Para que essas imagens fossem avaliadas os seguintes critérios foram utilizados:

- Critério de inclusão: idade mínima de 35 anos, grupo de dentes molares ou pré-molares com tratamento endodôntico, núcleo metálico fundido intra-canal e coroa ou implantes dentais com prótese sobre-implante na região dos pré-molares ou molares. Assim como, presença de artefato (BH) como *cupping* = “cálice” (imagem hiperdensa) e *streak* = “veio” (imagem hipodensa) presentes na Figura 4.1.

Figura 4.1 - Imagem de TCFC mostrando uma combinação de artefatos, demonstrando a complexidade da interpretação da imagem. Com a presença de artefatos de (BH) como copping = “cálice” (imagem hiperdensa) e streak = “veio” (imagem hipodensa).

- Critério de exclusão: Ausência desse grupo de dentes ou implantes (pré-molares ou molares), ausência de tratamento endodôntico, núcleo e coroa (Grupo D), ausência de prótese-sobre implante (Grupo I), presença de infecção ou patologia que possam interferir na observação do dente ou implante a ser estudado e deixar em dúvida a avaliação.

4.2 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

As imagens de arquivos foram obtidas por meio do tomógrafo computadorizado de feixe cônico Gendex™ GXCB500 (*Gendex Dental Systems, Des Plaines, IL, USA*) com o seguinte protocolo de aquisição:

- regime de trabalho: 90-120 kVp e 3-8 mA
- tempo de aquisição: 23s
- sensor: Flat panel de Silício Amorfo com área de 13cm x 13cm
- tamanho do FOV: 80 mm de altura x 140 mm de diâmetro;
- volume de aquisição: cilíndrico
- graus de rotação: 360°
- profundidade de cinza: 14 bits (16384 tons)
- tamanho do voxel: 0,25 mm

4.3 AVALIAÇÃO DAS IMAGENS

As imagens foram armazenadas no formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) e importados no computador Dell com Processador Intel Core i5 2.8GHz, 4 GB de memória, 250 GB com tela de 27 polegadas com resolução 1920 por 1080 pixels, assim como, no computador iMac (*Mac OsX 10.6, Apple, Inc., Cupertino, USA*) com Processador Intel Core i5 2.5GHz, 4GB de memória, 500GB com tela de 21.5 polegadas com resolução 1920 por 1080 pixels. Os *software* utilizados foram Xelis Dental (InfinnitHealthcare, South Korea) e OsiriX MD (Pixmeo, Geneva, Switzerland) em cortes tomográficos transaxiais com 2 mm espessura, sendo padronizado um aumento de 4 vezes. As licenças desses programas pertencem ao LAPI-FOUSP e foram utilizados para observar as imagens volumétricas exibidas na extensão *DICOM* (.dcm), sendo possível gerar reconstrução em 3D (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Reconstrução 3D do software Xelis Dental na presença de artefatos

Na presente pesquisa foi adaptado o protocolo proposto por Fleiner et al. (2013) onde a posição do dente ou implante foi determinada por meio da fixação do ponto central de cada dente ou implante examinado (Figura 4.3).

Tabela 4.1- Classificação da qualidade de imagem de acordo com o artefato de imagem “beam hardening” (BH)

Classificação	Descrição
5	Sem a presença de (BH)
4	Mínimo; mais de 90% da estrutura do implante ou dente observada corretamente
3	Moderado; mais de 75% da estrutura do implante ou dente observada corretamente
2	Forte; mais de 50% da estrutura do implante ou dente observada corretamente
1	Severo; menos de 50% da estrutura do implante ou dente observada corretamente

Fonte: Classificação de Draenert et al. (2007) modificada no presente estudo

Para um posicionamento preciso a junção cimento-esmalte (JCE) ou a plataforma do implante foi referido em ambos os planos sagital e coronal. Dentro da determinação da posição central do dente, foi efetuada a mensuração da posição do nível ósseo mesial e distal, assim como, na região vestibular e região lingual da crista óssea. Nas seções transversais (transaxiais) a JCE ou a plataforma do implante e a crista óssea foram os pontos de referência para a medição do nível ósseo (Figura 4.4).

Figura 4.3 - Posição do ponto central do dente no software OsiriX para as medidas vestibular e lingual no corte transaxial

Figura 4.4 - Seleção das referências utilizadas no software Xelis da plataforma do implante a crista óssea no corte transaxial

Cada exame foi identificado com um código numérico, mantendo dessa forma o sigilo do paciente submetido ao exame. Como dados gerais, foram coletadas as informações de gênero e idade.

Três avaliadores treinados realizaram as observações das imagens separadamente e em dois tempos diferentes, sendo o Observador 1, Endodontista; o Observador 2, Clínico Geral e o Observador 3, Periodontista e Implantodontista.

4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram tabulados em planilhas do software Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corp., EUA) e posteriormente analisados estatisticamente.

Para a avaliação da classificação da qualidade da imagem, utilizando as duas observações realizadas em cada dente/implante foram calculados coeficientes de concordância de Kappa (Hollander; Wolfe, 1973), que é responsável para avaliar a consistência da medida intra-observador. E o teste de McNemar (Agresti, 2002), para avaliar se houve mudança de estado de uma observação para outra (nível de significância de 5%, testa se o observador se transforma em mais ou menos rigoroso na segunda leitura). Sendo que, os valores do teste Kappa (κ) foram classificados de acordo com os seguintes critérios:

- Baixo ($\kappa = 0,21-0,40$),

- Moderado ($\kappa = 0,40-0,60$)
- Substancial ($\kappa = 0,61-0,80$)
- Excelente ($\kappa = 0,81-1$)

Para as medidas contínuas, de distância (mm), construíram-se Gráficos de Bland-Altman (Bland; Altman, 1986) utilizando a primeira e a segunda avaliação. Esse tem o objetivo de avaliar se houve mudanças de estado da primeira para a segunda avaliação. Um observador consistente apresenta baixo viés e valores igualmente variados independentemente do valor da distância (distribuição paralela ao eixo). O Gráfico de Bland-Altman avalia se há tendência para variações positivas ou negativas conforme a magnitude da medida avaliada. Os Gráficos no Apêndice A que apresentam uma linha vermelha indicam que essa tendência foi significativa. Sendo considerado resultados ótimos valores superiores à 0,85. Além da avaliação gráfica, calcularam-se os respectivos coeficientes de concordância de Lin (Lin, 1989).

Por fim, utilizando apenas as segundas avaliações dos observadores (pós “aprendizado”) calcularam-se os coeficientes de correlação intraclass (Shrout; Fleiss, 1979), para avaliar a consistência das avaliações entre os observadores. Sendo a classificação do coeficiente de correlação intraclass:

- Pobre: $CCI < 0,4$
- Satisfatório: $0,4 \leq CCI < 0,75$
- Excelente: $CCI \geq 0,75$

Para exemplificar alguns casos específicos, foram construídos gráficos de dispersão 2 a 2 com os respectivos coeficientes de correlação de Pearson (Bussab; Morettin, 2006).

As análises foram realizadas com auxílio do software R 3.1.1 (R Core Team, 2014). Os gráficos utilizaram o pacote ggplot2 (Wickham, 2009).

5. RESULTADOS

Foram avaliadas um total de 145 imagens de TCFC, sendo incluídas no estudo 35 imagens dos pacientes (as idades variaram de 35 a 83 anos), representando um total de 30 dentes e 30 implantes, de acordo com fluxograma abaixo.

Figura 5.1 - Fluxograma do estudo

As Tabelas 5.1 a 5.3 são referentes às avaliações intra-observador quanto à qualidade da imagem. A Tabela 5.1 compara as medidas para cada avaliador e software para dos dentes. A Tabela 5.2 para os implantes e a Tabela 5.3, juntando dentes e implantes.

Na avaliação da qualidade da imagem os coeficientes Kappa foram relativamente altos para as avaliações dos dentes apenas para o observador 1 (Endodontista) utilizando o programa Xelis. Sendo que, o mesmo observador

utilizando o OsiriX apresentou uma mudança de classificação da qualidade da imagem se tornando menos rigoroso na segunda leitura ($p=0,043$).

Tabela 5.1 - Qualidade da Imagem para avaliação dos **dentes** nas primeiras e segundas observações por observador e software

Observador	Software	1ª observação	2ª observação								Total	Kappa	Valor p ¹	
			1		2		3		4					
			N	%	N	%	N	%	N	%				N
1º observador	Xelis	1	2	6,7	0	0	0	0	0	0	2	6,7	0,842	0,999
		2	0	0	5	16,7	2	6,7	0	0	7	23,4		
		3	0	0	2	6,7	10	33,2	1	3,3	13	43,2		
		4	0	0	0	0	2	6,7	6	20	8	26,7		
		Total	2	6,7	7	23,4	14	46,6	7	23,3	30	100		
	OsiriX	1	1	3,3	0	0	1	3,3	0	0	2	6,6	0,599	0,043
		2	1	3,3	2	6,7	2	6,7	1	3,3	6	20		
		3	0	0	0	0	8	26,7	8	26,7	16	53,4		
		4	0	0	0	0	0	0	6	20	6	20		
		Total	2	6,6	2	6,7	11	36,7	15	50	30	100		
2º observador	Xelis	1	7	23,3	0	0	0	0	0	0	7	23,3	0,45	0,423
		2	3	10	16	53,4	0	0	0	0	19	63,4		
		3	2	6,7	1	3,3	1	3,3	0	0	4	13,3		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	12	40	17	56,7	1	3,3	0	0	30	100		
	OsiriX	1	3	10	2	6,7	1	3,3	0	0	6	20	0,169	0,998
		2	2	6,7	12	40	3	10	0	0	17	56,7		
		3	1	3,3	5	16,7	1	3,3	0	0	7	23,3		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	6	20	19	63,4	5	16,6	0	0	30	100		
3º observador	Xelis	1	1	3,3	1	3,3	0	0	0	0	2	6,6	0,644	0,995
		2	1	3,3	10	33,3	2	6,7	0	0	13	43,3		
		3	0	0	4	13,3	11	36,8	0	0	15	50,1		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	2	6,6	15	49,9	13	43,5	0	0	30	100		
	OsiriX	1	3	10	1	3,3	0	0	0	0	4	13,3	0,505	0,751
		2	2	6,7	5	16,7	4	13,3	0	0	11	36,7		
		3	1	3,3	5	16,7	6	20,1	0	0	12	40,1		
		4	0	0	1	3,3	1	3,3	1	3,3	3	9,9		
		Total	6	20	12	40	11	36,7	1	3,3	30	100		

(1) Teste de McNemar

Além disso, a segunda observação apresentou valores de qualidade de imagem mínimo e moderado (3 e 4) com mais frequência do que a primeira. Quando avaliamos as medidas dos implantes na Tabela 5.2 observa-se maior consistência entre as avaliações das qualidades das imagens intra-observador. Nas avaliações de implantes e dentes (Tabela 5.3), a consistência global dos observadores cresce, no entanto o 1º observador apresentou novamente uma mudança na classificação

da qualidade da imagem ($p=0,039$). Na classificação da qualidade da imagem claramente os implantes apresentaram prevalência maior de resultados forte e severo (1 e 2).

Tabela 5.2 - Qualidade da Imagem para avaliação dos **implantes** nas primeiras e segundas observações por observador e software

Observador	Software	1ª observação	2ª observação								Total	Kappa	Valor p¹	
			1		2		3		4					
			N	%	N	%	N	%	N	%				
1º observador	Xelis	1	3	10	2	6,7	0	0	0	0	5	16,7	0,436	0,632
		2	0	0	5	16,7	7	23,3	0	0	12	40		
		3	0	0	5	16,7	6	20	0	0	11	36,7		
		4	0	0	1	3,3	1	3,3	0	0	2	6,6		
		Total	3	10	13	43,4	14	46,6	0	0	30	100		
	OsiriX	1	4	13,3	0	0	0	0	0	0	4	13,3	0,812	0,977
		2	1	3,3	7	23,3	3	10	0	0	11	36,6		
		3	0	0	2	6,7	13	43,4	0	0	15	50,1		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	5	16,6	9	30	16	53,4	0	0	30	100		
2º observador	Xelis	1	18	60	2	6,7	0	0	0	0	20	66,7	0,526	0,995
		2	4	13,3	6	20	0	0	0	0	10	33,3		
		3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	22	73,3	8	26,7	0	0	0	0	30	100		
	OsiriX	1	16	53,3	2	6,7	1	3,3	0	0	19	63,3	0,444	0,977
		2	3	10	8	26,7	0	0	0	0	11	36,7		
		3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	19	63,3	10	33,4	1	3,3	0	0	30	100		
3º observador	Xelis	1	19	63,4	0	0	0	0	0	0	19	63,4	0,658	0,321
		2	4	13,3	4	13,3	0	0	0	0	8	26,6		
		3	0	0	3	10	0	0	0	0	3	10		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	23	76,7	7	23,3	0	0	0	0	30	100		
	OsiriX	1	16	53,5	1	3,3	0	0	0	0	17	56,8	0,739	0,986
		2	3	10	7	23,3	1	3,3	0	0	11	36,6		
		3	0	0	1	3,3	1	3,3	0	0	2	6,6		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	19	63,5	9	29,9	2	6,6	0	0	30	100		

(1) Teste de McNemar

A Tabela 5.4 resume os resultados dos Gráficos de Bland-Altman, para facilitar a leitura, os gráficos estão organizados como Apêndice A. Cada linha da Tabela representa os resultados dos Gráficos de Bland-Altman. Destaca-se o viés estimado com o respectivo intervalo de variação e o coeficiente de concordância de Lin. Em negrito constam os coeficientes superiores à 0,6. Consideram-se ótimos

resultados valores superiores à 0,85. Os valores da Tabela 5.4 se referem ao Xelis e o da Tabela 5.5 ao OsiriX.

Tabela 5.3 - Qualidade da Imagem para avaliação dos **implantes e dentes** nas primeiras e segundas observações por observador e software

Observador	Software	1ª observação	2ª observação								Total	Kappa	Valor p¹	
			1		2		3		4					
			N	%	N	%	N	%	N	%				
1º observador	Xelis	1	5	8,3	2	3,3	0	0	0	0	7	11,6	0,699	0,643
		2	0	0	10	16,7	9	15	0	0	19	31,7		
		3	0	0	7	11,7	16	26,6	1	1,7	24	40		
		4	0	0	1	1,7	3	5	6	10	10	16,7		
		Total	5	8,3	20	33,4	28	46,6	7	11,7	60	100		
	OsiriX	1	5	8,3	0	0	1	1,7	0	0	6	10	0,732	0,039
		2	2	3,3	9	15	5	8,3	1	1,7	17	28,3		
		3	0	0	2	3,3	21	35,1	8	13,3	31	51,7		
		4	0	0	0	0	0	0	6	10	6	10		
		Total	7	11,6	11	18,3	27	45,1	15	25	60	100		
2º observador	Xelis	1	25	41,6	2	3,3	0	0	0	0	27	44,9	0,558	0,449
		2	7	11,7	22	36,7	0	0	0	0	29	48,4		
		3	2	3,3	1	1,7	1	1,7	0	0	4	6,7		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	34	56,6	25	41,7	1	1,7	0	0	60	100		
	OsiriX	1	19	31,7	4	6,7	2	3,3	0	0	25	41,7	0,438	0,988
		2	5	8,3	20	33,3	3	5	0	0	28	46,6		
		3	1	1,7	5	8,3	1	1,7	0	0	7	11,7		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	25	41,7	29	48,3	6	10	0	0	60	100		
3º observador	Xelis	1	20	33,4	1	1,7	0	0	0	0	21	35,1	0,802	0,488
		2	5	8,3	14	23,3	2	3,3	0	0	21	34,9		
		3	0	0	7	11,7	11	18,3	0	0	18	30		
		4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Total	25	41,7	22	36,7	13	21,6	0	0	60	100		
	OsiriX	1	19	31,6	2	3,3	0	0	0	0	21	34,9	0,695	0,626
		2	5	8,3	12	20	5	8,3	0	0	22	36,6		
		3	1	1,7	6	10	7	11,7	0	0	14	23,4		
		4	0	0	1	1,7	1	1,7	1	1,7	3	5,1		
		Total	25	41,6	21	35	13	21,7	1	1,7	60	100		

(1) Teste de McNemar

Na avaliação dos resultados obtidos claramente o OsiriX apresentou resultados mais consistentes (Rho mais próximo de 1,0) independentemente do observador. Diferentemente da classificação da qualidade da imagem, as concordâncias segundo dente ou implante não apresentaram grandes diferenças.

Tabela 5.4 - Viés estimado pelo método de Bland-Altman e coeficiente de concordância de Lin para cada medida avaliada nos dentes e implantes no software **Xelis**

Medida	Tipo	Observador	Viés	IC para viés (95%)		Rho
				Inf	Sup	
Mesial	Dente e implante juntos	1	0,588	-1,257	2,433	0,64
		2	0,212	-2,181	2,605	0,377
		3	-0,065	-1,513	1,383	0,714
	Dente	1	0,403	-1,177	1,984	0,674
		2	0,2	-1,645	2,045	0,524
		3	-0,23	-1,731	1,271	0,437
	Implante	1	0,773	-1,262	2,809	0,611
		2	0,223	-2,648	3,095	0,244
		3	0,1	-1,236	1,436	0,821
Distal	Dente e implante juntos	1	0,733	-1,424	2,891	0,492
		2	0,108	-2,062	2,278	0,317
		3	0,115	-1,646	1,876	0,526
	Dente	1	0,283	-1,352	1,918	0,679
		2	0,073	-2,307	2,454	0,282
		3	-0,153	-1,714	1,407	0,479
	Implante	1	1,183	-1,08	3,447	0,422
		2	0,143	-1,832	2,119	0,355
		3	0,383	-1,426	2,193	0,56
Vestibular	Dente e implante juntos	1	0,535	-3,025	4,095	0,615
		2	0,305	-3,313	3,923	0,536
		3	-0,23	-3,25	2,79	0,665
	Dente	1	0,67	-2,832	4,172	0,647
		2	-0,193	-3,253	2,866	0,578
		3	-0,127	-4,048	3,795	0,513
	Implante	1	0,4	-3,256	4,056	0,561
		2	0,803	-3,098	4,704	0,504
		3	-0,333	-2,089	1,422	0,847
Lingual	Dente e implante juntos	1	0,54	-2,511	3,591	0,304
		2	-0,23	-2,721	2,261	0,572
		3	-0,03	-2,208	2,148	0,612
	Dente	1	0,31	-2,028	2,648	0,529
		2	-0,2	-2,666	2,266	0,54
		3	-0,247	-2,585	2,092	0,588
	Implante	1	0,77	-2,84	4,38	0,11
		2	-0,26	-2,817	2,297	0,457
		3	0,187	-1,761	2,135	0,603

Tabela 5.5 - Viés estimado pelo método de Bland-Altman e coeficiente de concordância de Lin para cada medida avaliada nos dentes e implantes no software **OsiriX**

Medida	Tipo	Observador	Viés	IC para viés (95%)		Rho
				Inf	Sup	
Mesial	Dente e implante juntos	1	0,211	-0,839	1,262	0,867
		2	0,216	-2,043	2,476	0,283
		3	0,297	-1,767	2,361	0,455
	Dente	1	0,11	-0,831	1,051	0,671
		2	0,484	-1,859	2,827	0,029
		3	0,309	-1,496	2,114	0,24
	Implante	1	0,313	-0,816	1,442	0,892
		2	-0,051	-2,125	2,023	0,5
		3	0,285	-2,04	2,611	0,538
Distal	Dente e implante juntos	1	0,149	-0,952	1,25	0,858
		2	0,15	-1,935	2,235	0,502
		3	-0,075	-1,574	1,424	0,667
	Dente	1	-0,025	-0,804	0,755	0,859
		2	0,261	-2,154	2,677	0,309
		3	0,045	-1,069	1,159	0,71
	Implante	1	0,323	-0,945	1,591	0,855
		2	0,039	-1,668	1,745	0,668
		3	-0,195	-1,987	1,597	0,647
Vestibular	Dente e implante juntos	1	-0,024	-2,026	1,978	0,753
		2	0,072	-1,821	1,965	0,765
		3	0,364	-2,091	2,819	0,732
	Dente	1	0,114	-1,399	1,628	0,801
		2	0,086	-2,208	2,38	0,536
		3	0,384	-1,907	2,675	0,639
	Implante	1	-0,162	-2,551	2,226	0,728
		2	0,058	-1,364	1,48	0,856
		3	0,345	-2,303	2,992	0,777
Lingual	Dente e implante juntos	1	0,101	-1,249	1,45	0,803
		2	0,098	-1,931	2,128	0,695
		3	0,162	-1,514	1,838	0,707
	Dente	1	0,091	-0,835	1,017	0,84
		2	0,237	-2,193	2,667	0,535
		3	0,153	-1,705	2,01	0,646
	Implante	1	0,11	-1,577	1,797	0,785
		2	-0,04	-1,56	1,48	0,7
		3	0,172	-1,333	1,676	0,75

Por fim, utilizando apenas a segunda avaliação de cada observador, calculamos os coeficientes de correlação intraclass (CCI) para avaliar a consistência entre observadores. Nenhuma das correlações avaliadas foi excelente, a grande maioria foi satisfatória, entre 0,4 e 0,7, com exceção das medidas Mesiais do Xelis, que apresentou correlação pobre, embora as médias avaliadas sejam similares.

Tabela 5.6 - Média e desvio padrão (DP) da segunda avaliação por observador e coeficiente de correlação intraclass (CCI) com intervalo de confiança (IC) de 95%

Software	Medida	Observador 1	Observador 2	Observador 3	CCI - IC (95%)		
		média (DP)	média (DP)	média (DP)	Estimado	IC inf	IC sup
Xelis	Qualidade	2,62 (0,80)	1,45 (0,53)	1,80 (0,78)	0,465	0,310	0,612
	Mesial	3,27 (0,90)	3,12 (1,09)	3,16 (1,00)	0,222	0,065	0,393
	Distal	3,49 (0,86)	3,09 (1,20)	2,88 (0,92)	0,402	0,243	0,558
	Lingual	3,79 (1,33)	3,14 (1,17)	3,30 (1,14)	0,570	0,427	0,697
	Vestibular	4,38 (1,64)	4,28 (2,15)	4,57 (1,88)	0,412	0,254	0,567
OsiriX	Qualidade	2,83 (0,94)	1,68 (0,65)	1,83 (0,83)	0,603	0,467	0,723
	Mesial	3,37 (0,78)	3,37 (1,03)	3,01 (0,75)	0,463	0,308	0,61
	Distal	3,44 (0,91)	3,26 (0,95)	3,21 (0,80)	0,518	0,368	0,655
	Lingual	3,47 (1,20)	3,34 (0,95)	3,15 (1,06)	0,664	0,539	0,769
	Vestibular	4,10 (1,41)	4,17 (1,35)	4,01 (1,54)	0,560	0,416	0,689

Para melhor entendimento dessas relações apresentam-se os Gráficos 5.1 e 5.2, com correlações de Pearson dois a dois entre as medidas dos observadores para o Mesial do Xelis e o Lingual do OsiriX (melhor CCI). Embora as médias das medidas Lingual sejam diferentes, elas seguem certa consistência entre as avaliações dos observadores. Já a Mesial do Xelis apresenta médias similares, mas alta discordância entre os observadores.

Gráfico 5.1 - Gráficos de dispersão 2 a 2 e coeficiente de correlação de Pearson para as medidas Mesiais do Xelis.

Gráfico 5.2 - Gráficos de dispersão 2 a 2 e coeficiente de correlação de Pearson para as medidas Linguais do Osirix.

6 DISCUSSÃO

A presente pesquisa utilizou imagens de banco de dados obtidas através de exames de pacientes para planejamento em Implantodontia, fratura de elementos dentais, Ortodontia, Endodontia e Cirurgia. Foi avaliado um total de 145 exames, e incluídos no estudo um total de 35 exames, sendo que foram excluídas um total de 110 exames, por não se adequarem a critérios de inclusão ou por apresentar ausência de artefatos ou presença de infecção ou patologia que possam interferir na observação do dente ou implante. Houve uma distribuição equilibrada de gênero e idade da amostra obtida entre os grupos dente e implante.

Há aproximadamente 20 anos a tomografia computadorizada começou a ser utilizada com maior frequência em Odontologia, principalmente, na Implantodontia, trazendo melhor detalhamento das estruturas anatômicas avaliadas (Liang et al., 2010). Atualmente a escolha da modalidade do diagnóstico por imagem deve ser baseada na necessidade específica de cada paciente e plano de tratamento proposto, respeitando os princípios da ALARA (as low a dose as reasonably achievable) (Dykstra, 2011). Devido a menor dose de radiação e redução do tempo de exame, o uso da tomografia computadorizada de feixe cônico substitui o as tomografias convencionais odontológicas e a tomografia computadorizada médica.

No entanto, diferentes tipos de artefatos podem interferir na qualidade das imagens das radiografias, principalmente na TCFC, e, portanto, alterar o processo diagnóstico efetuado com base em tais imagens. Os artefatos podem ocorrer de forma isolada ou associada, sendo classificados em artefatos de espalhamento, artefatos de extinção, artefatos causados pelo “endurecimento” do feixe de raios X (BH), artefatos causados pelo efeito exponencial do gradiente das bordas, artefatos em forma de anel, artefatos de movimentação, ou associados ao ruído nativo das imagens de TCFC (Schulze et al., 2011).

No presente estudo os artefatos causados pelo “endurecimento dos feixes de raios X” relacionados aos dentes e implantes foram classificados de acordo com o estudo de Draenert et al. (2007), dividida em quatro categorias incluídas no estudo severo (1), forte (2), moderado (3) e mínimo (4). Na presente pesquisa houve uma dificuldade maior na correlação dos observadores na avaliação de dentes reabilitados com núcleo e coroa. Sendo que, o avaliador 1 (Endodontista),

apresentou os coeficientes Kappa relativamente altos no software Xelis, no entanto apresentou mudança de classificação da qualidade da imagem no OsiriX, tornando-se menos rigoroso ($p=0,043$).

Além disso, os implantes apresentaram uma maior prevalência de artefatos severo e forte. No entanto, as classificações dos implantes apresentaram uma maior consistência intra-observador, demonstrando, portanto, uma maior dificuldade dos observadores na classificação dos dentes. Embora na avaliação conjunta de dentes e implantes, a consistência global dos observadores aumentou, sendo que apenas o primeiro observador apresentou mudança na classificação da qualidade da imagem ($p=0,039$).

Fleiner et al. (2013) definiram um protocolo onde a posição tridimensional do dente ou implante foi determinada por meio da fixação do ponto central de cada dente ou implante examinado. Para um posicionamento preciso a junção cimento-esmalte (JCE) ou a plataforma do implante foi referido em ambos os planos sagital e coronal. Sendo assim, no presente estudo adaptamos o protocolo para a realização das medidas lineares mesial, distal, vestibular e lingual nos dois softwares.

A tomografia computadorizada de feixe cônico foi introduzida recentemente na Periodontia (Mengel et al., 2005; Misch et al., 2006; Vandenberghe et al., 2007; Vandenberghe et al., 2008; Walter et al., 2010; Feijo et al., 2012; Fleinert et al., 2013; Qiao et al., 2014), assim como no diagnóstico da peri-implantite (Kehl et al., 2011; Kamburoglu et al., 2013; Ritter et al., 2014) com objetivo de aumentar a capacidade de diagnóstico das alterações periodontais e peri-implantares.

Alguns estudos investigaram a acurácia da TCFC na detecção de defeitos periodontais (Fleiner et al., 2013) e peri-implantares (Kamburoglu et al., 2013; Ritter et al., 2014). No entanto, a presente pesquisa é o primeiro estudo a avaliar o nível ósseo ao redor de dentes e implantes por meio de dois programas diferentes, propondo uma classificação da qualidade da imagem tanto para os dentes, quanto para os implantes.

Os artefatos metálicos limitam a qualidade da imagem do nível ósseo ao redor dos dentes e implantes e o presente estudo demonstrou que o artefato de endurecimento do feixe interfere, principalmente, na classificação da qualidade das alterações periodontais e peri-implantares. E essa classificação pode ser influenciada pelo nível de experiência do examinador, propiciando também a presença de mudança do rigor da classificação na segunda leitura.

Atualmente a literatura relata a influência dos artefatos movimento na degradação da qualidade da imagem, assim como a interferência do movimento do paciente na reexposição da TCFC. (Spin Neto et al., 2014; Spin Neto et al., 2015). No entanto, os artefatos de movimentação não puderam ser observados na presente pesquisa com uso de banco de dados digitais.

Por outro lado, quando analisamos o desempenho do software OsiriX na avaliação das medidas lineares podemos observar uma maior consistência dos resultados encontrados independentemente do nível de experiência e treinamento do observador. E ao contrário da avaliação da qualidade da imagem não houve diferença significativa na concordância intra-examinador para os grupos (dentes e implantes).

No presente estudo foram comparados dois sistemas operacionais mais utilizados atualmente na plataforma Windows e Mac. A utilização do software OsiriX (plataforma Mac) no presente estudo é justificada pela pesquisa de Santos Jr. et al. (2013) que avaliaram através desse programa a presença de variações anatômicas do forame mental no planejamento pré-operatório na TCFC. Os autores concluíram que o OsiriX é recomendado para o planejamento pré-operatório devido à alta reprodutibilidade dessas variações anatômicas obtidas na TCFC.

Apesar do software OsiriX apresentar para o avaliador uma imagem mais bonita, podemos observar na avaliação da qualidade da imagem uma maior mudança de estado do primeiro observador nesse software se tornando menos rigoroso na segunda leitura, aonde podemos discutir o papel do software de leitura no estabelecimento do diagnóstico ou na criação de falsos diagnósticos.

O cálculo dos coeficientes de correlação intraclass (CCI) foi realizado apenas na segunda leitura de cada observador, para avaliar a consistência entre observadores. Devido à presença dos artefatos como critério de inclusão, consequentemente nenhuma das correlações avaliadas foi excelente, a grande maioria foi satisfatória, entre 0,4 e 0,7, com exceção das medidas mesiais do Xelis, que apresentou uma pobre correlação.

Além disso, para um maior esclarecimento dessas relações foram efetuadas correlações de Pearson dois a dois entre as medidas dos observadores para o mesial do Xelis e o lingual do OsiriX (melhor CCI). Embora as médias da lingual sejam diferentes, elas seguiram certa consistência entre as avaliações dos

observadores. Por outro lado, houve uma alta discordância dos observadores na mesial do Xelis, apesar de apresentarem médias semelhantes.

Pauwels et al. (2015) avaliaram um critério objeto e subjetivo na avaliação da qualidade da imagem, assim como na presente pesquisa que avaliou o CCI de parâmetros lineares e uma análise qualitativa da qualidade da imagem.

Devido a constante presença de artefatos nas TCFC é necessário além da elaboração de valores de algoritmo de reconstrução de pós-processamento, o treinamento e conscientização na solicitação do exame de diagnóstico por imagem. Múltiplos fatores influenciam a seleção da técnica radiográfica adequada, incluindo o custo, disponibilidade, exposição à radiação e anatomia do paciente (Eley; Cox, 1998; Mol, 2004).

Em suma, os artefatos metálicos limitam a qualidade da imagem do nível ósseo ao redor dos dentes e implantes, no entanto o programa OsiriX apresentou resultados nitidamente superiores na avaliação das medidas lineares. Portanto novas pesquisas com diferentes programas devem esclarecer os valores dos algoritmos de reconstrução de pós-processamento.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, podemos concluir:

- 1 a. Houve diferenças na correlação do artefato “beam hardening” entre o grupo com dentes e o grupo com implantes.
- 1 b. As correlações inter-examinadores no grupo com dentes foram menores, assim como no observador 2 (Clínico Geral).
- 2 a. As diferenças entre os observadores utilizando o software OsiriX foram menores para as medidas lineares dos dentes e implantes, apresentando medidas mais precisas independentemente do examinador.
- 2 b. A correlação intra-examinador foi satisfatória nos dois software para os parâmetros qualidade de imagem e medidas lineares, exceto na avaliação da mesial do software Xelis.

REFERÊNCIAS¹

Agresti A. Categorical Data Analysis. 2ªed, New York: John Wiley and Sons; 2002. 710 p.

Armitage GC; Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Diagnosis of periodontal diseases. J Periodontol. 2003 Aug;74(8):1237-47.

Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol. 2012a Mar;41(3):248-53. doi: 10.1259/dmfr/80899839.

Bechara BB, McMahan CA, Geha H, Noujeim M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. Dentomaxillofac Radiol. 2012b Jul;41(5):422-8. doi: 10.1259/dmfr/43691321.

Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet. 1986 Feb 8;1(8476):307-10.

Bussab WO, Morettin PA. Estatística Básica. 6ªed. São Paulo: Saraiva; 2006.

Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. Dentomaxillofac Radiol. 2007 May;36(4):198-203.

De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009 Jun;38(6):609-25. doi: 10.1016/j.ijom.2009.02.028.

du Bois AH, Kardachi B, Bartold PM. Is there a role for the use of volumetric cone beam computed tomography in periodontics? Aust Dent J. 2012 Mar;57 Suppl 1:103-8. doi: 10.1111/j.1834-7819.2011.01659.x.

Dykstra BA. ALARA and radiation in the dental office: current state of affair. Dent Today. 2011 Mar;30(3):14,16,18.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

Esmaeili F, Johari M, Haddadi P, Vatankhah M. Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2012 Spring;6(2):49-53.

Eley BM, Cox SW. Advances in periodontal diagnosis. 1. Traditional clinical methods of diagnosis. *Br Dent J*. 1998 Jan10;184(1):12-6.

Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Edlund T, Lindhe J. The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Dec;7(4):320-8.

Feijo CV, Lucena JG, Kurita LM, Pereira SL. Evaluation of cone beam computed tomography in the detection of horizontal periodontal bone defects: an in vivo study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2012 Oct;32(5):e162-8.

Fleiner J, Hannig C, Schulze D, Stricker A, Jacobs R. Digital method for quantification of circumferential periodontal bone level using cone beam CT. *Clin Oral Investig*. 2013 Mar;17(2):389-96. doi: 10.1007/s00784-012-0715-3.

Garib DG, Raymundo Jr. R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo esse novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. *Rev Dent Press Ortop Facial* 2007;12(2): 139-56.

Hanzelka T, Foltán R, Horká E, Sedý J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Med Hypotheses*. 2010 Dec;75(6):610-2. doi: 10.1016/j.mehy.2010.07.046

Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Nov;23(11):1243-53. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x.

Hausmann E. Radiographic and digital imaging in periodontal practice. *J Periodontol*. 2000 Mar;71(3):497-503.

Hayek RR, Araújo NS, Gioso MA, Ferreira J, Baptista-Sobrinho CA, Yamada AM, et al. Comparative study between the effects of photodynamic therapy and conventional

therapy on microbial reduction in ligature-induced peri-implantitis in dogs. *J Periodontol.* 2005 Aug;76(8):1275-81.

Hollander M, Wolfe DA. *Nonparametric Statistical Methods.* New York: John Wiley & Sons; 1973. p.139-46.

Horner K, O'Malley L, Taylor K, Glenny AM. Guidelines for clinical use of CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140225. doi: 10.1259/dmfr.20140225.

Joseph PM, Ruth C. A method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine. *Med Phys.* 1997 Oct;24(10):1629-34.

Kamburoglu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy CS. 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.* 2013;42(8):20130176. doi: 10.1259/dmfr.20130176.

Kehl M, Swierkot K, Mengel R. Three-dimensional measurement of bone loss at implants in patients with periodontal disease. *J Periodontol.* 2011 May;82(5):689-99. doi: 10.1902/jop.2010.100318.

Keller W, Brägger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Aug;9(4):209-17.

Kovács M, Danyi R, Erdélyi M, Fejérdy P, Dobó-Nagy C. Distortional effect of beam-hardening artefacts on microCT: a simulation study based on an in vitro caries model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Oct;108(4):591-9. doi: 10.1016/j.tripleo.2009.06.009.

Laky M, Majdalani S, Kapferer I, Frantal S, Gahleitner A, Moritz A, et al. Periodontal probing of dental furcations compared with diagnosis by low-dose computed tomography: a case series. *J Periodontol.* 2013 Dec;84(12):1740-6. doi: 10.1902/jop.2013.120698.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010 Aug;75(2):265-9. doi: 10.1016/j.ejrad.2009.03.042.

Lin LI. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics*. 1989 Mar;45(1):255-68.

Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol*. 2005 May;76(5):665-73.

Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol*. 2006 Jul;77(7):1261-6.

Mol A. Imaging methods in periodontology. *Periodontol 2000*. 2004;34:34-48.

Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000*. 1998 Jun;17:63-76.

Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. SEDENTEXCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Aug;24 Suppl A100:94-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x.

Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JC, de Oliveira-Santos C, Souza PC, Westphalen FH, et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015 Dec;44(9):20150108. doi: 10.1259/dmfr.20150108.

Qiao J, Wang S, Duan J, Zhang Y, Qiu Y, Sun C, et al. The accuracy of cone-beam computed tomography in assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin Periodontol*. 2014 Mar;41(3):269-74. doi: 10.1111/jcpe.12150.

R Core Team (2014). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org/>.

Ritter L, Elger MC, Rothamel D, Fienitz T, Zinser M, Schwarz F, et al. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;43(6):20130088. doi: 10.1259/dmfr.20130088.

Santos O Jr, Pinheiro LR, Umetsubo OS, Sales MA, Cavalcanti MG. Assessment of open source software for CBCT in detecting additional mental foramina. *Braz Oral*

Res. 2013 Mar-Apr;27(2):128-35.

Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):100-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01817.x.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Jul;40(5):265-73. doi: 10.1259/dmfr/30642039.

Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull.* 1979 Mar;86(2):420-8.

Spin-Neto R, Mudrak J, Matzen LH, Christensen J, Gotfredsen E, Wenzel A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(2):32310645. doi: 10.1259/dmfr/32310645.

Spin-Neto R, Matzen LH, Schropp L, Liedke GS, Gotfredsen E, Wenzel A. Radiographic observers' ability to recognize patient movement during cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(4):20130449. doi: 10.1259/dmfr.20130449.

Spin-Neto R, Matzen LH, Schropp L, Gotfredsen E, Wenzel A. Factors affecting patient movement and re-exposure in cone beam computed tomography examination. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015 May;119(5):572-8. doi: 10.1016/j.oooo.2015.01.011.

Van de Casteele E, Van Dyck D, Sijbers J, Raman E. An energy-based beam hardening model in tomography. *Phys Med Biol.* 2002 Dec 7;47(23):4181-90.

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.* 2007 Sep;104(3):395-401.

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.* 2008 Jul;37(5):252-60. doi: 10.1259/dmfr/57711133.

Walter C, Weiger R, Zitzmann NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin Periodontol*. 2010 May;37(5):436-41. doi: 10.1111/j.1600-051X.2010.01556.x.

Walter C, Weiger R, Dietrich T, Lang NP, Zitzmann NU. Does three-dimensional imaging offer a financial benefit for treating maxillary molars with furcation involvement? A pilot clinical case series. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Mar;23(3):351-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02330.x.

Wickham H. *ggplot2: elegant graphics for data analysis*. 3^a ed. New York: Springer; 2009. 221p.

Zhao H, Wang H, Pan Y, Pan C, Jin X. The relationship between root concavities in first premolars and chronic periodontitis. *J Periodontal Res*. 2014 Apr;49(2):213-9. doi: 10.1111/jre.12097.

APÊNDICE A – Gráficos de Bland-Altman por observador

Gráfico 1.1. Bland-Altman por observador para medida **Mesial** conjuntamente para dentes e implantes no software **Xelis**

Gráfico 1.2. Bland-Altman por observador para medida **Mesial** para dentes no software **Xelis**

Gráfico 1.3. Bland-Altman por observador para medida **Mesial** para implantes no software **Xelis**

Gráfico 2.1. Bland-Altman por observador para medida **Distal** conjuntamente para dentes e implantes no software **Xelis**

Gráfico 2.2. Bland-Altman por observador para medida **Distal** para dentes no software **Xelis**

Gráfico 2.3. Bland-Altman por observador para medida **Distal** para implantes no software **Xelis**

Gráfico 3.1. Bland-Altman por observador para medida **Vestibular** conjuntamente para dentes e implantes no software **Xelis**

Gráfico 3.2. Bland-Altman por observador para medida **Vestibular** para dentes no software **Xelis**

Gráfico 3.3. Bland-Altman por observador para medida **Vestibular** para implantes no software **Xelis**

Gráfico 4.1. Bland-Altman por observador para medida **Lingual** conjuntamente para dentes e implantes no software aparelho **Xelis**

Gráfico 4.2. Bland-Altman por observador para medida **Lingual** para dentes no software **Xelis**

Gráfico 4.3. Bland-Altman por observador para medida **Lingual** para implantes no software **Xelis**

Gráfico 5.1. Bland-Altman por observador para medida **Mesial** conjuntamente para dentes e implantes no software **OsiriX**

Gráfico 5.2. Bland-Altman por observador para medida **Mesial** para dentes no software **OsiriX**

Gráfico 5.3. Bland-Altman por observador para medida **Mesial** para implantes no software **OsiriX**

Gráfico 6.1. Bland-Altman por observador para medida **Distal** conjuntamente para dentes e implantes no software **OsiriX**

Gráfico 6.2. Bland-Altman por observador para medida **Distal** para dentes no software **OsiriX**

Gráfico 6.3. Bland-Altman por observador para medida **Distal** para implantes no software **OsiriX**

Gráfico 7.1. Bland-Altman por observador para medida **Vestibular** conjuntamente para dentes e implantes no software **OsiriX**

Gráfico 7.2. Bland-Altman por observador para medida **Vestibular** para dentes no software **OsiriX**

Gráfico 7.3. Bland-Altman por observador para medida **Vestibular** para implantes no software **OsiriX**

Gráfico 8.1. Bland-Altman por observador para medida **Lingual** conjuntamente para dentes e implantes no software **OsiriX**

Gráfico 8.2. Bland-Altman por observador para medida **Lingual** para dentes no software **OsiriX**

Gráfico 8.3. Bland-Altman por observador para medida **Lingual** para implantes no software **OsiriX**

ANEXO A – Parecer do comitê de ética em pesquisa

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO
--	---

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito do artefato de "beam hardening" na capacidade de identificação das alterações periodontais e peri-implantares.

Pesquisador: Cláudio Costa

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 21521313.4.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 428.738

Data da Relatoria: 18/10/2013

Apresentação do Projeto:

Serão avaliadas imagens digitais de arquivo (LAPI-FOUSP - Laboratório para imagem e processamento) obtidas de 60 indivíduos com idades entre 40 e 70 anos analisando o nível ósseo periodontal e periimplantar e o efeito do artefato de beam hardening. As imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico foram adquiridas a partir de pacientes que necessitaram do exame por razões odontológicas.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar o nível ósseo alveolar ao redor de dentes e implantes por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), através da mensuração tridimensional da crista óssea alveolar, analisando a influência do artefato de beam hardening. O estudo pretende ainda avaliar a influência do software de leitura na capacidade de diagnóstico das alterações periodontais e peri-implantares.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos são mínimo já que as imagens a serem utilizadas são de um arquivo pre-existente (LAPI-FOUSP - Laboratório para imagem e processamento). Não há benefícios diretos para os sujeitos a partir dos quais foram obtidas as imagens.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227		
Bairro: Cidade Universitária	CEP: 05.508-900	
UF: SP	Município: SAO PAULO	
Telefone: (11)3091-7960	Fax: (11)3091-7814	E-mail: cepfo@usp.br

**FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO**

Continuação do Parecer: 428.738

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Os pesquisadores deve garantir o sigilo da informações pessoais dos sujeitos conforme declarado no protocolo de pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos obrigatórios foram apresentados. A recomendação quanto a assinatura da carta de autorização do guardador dos arquivos foi atendida.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais semestrais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação. Segundo Carta Circular nº. 039/2011/CONEP/CNS/GB/MS, de 30 de setembro de 2011, contudo não cabe ao Sistema CEP/CONEP legislar sobre o acesso e USO DO PRONTUÁRIO médico (entenda-se odontológico também), porém cabe determinar o cumprimento do sigilo e da confidencialidade, além de exigir que toda pesquisa envolvendo seres humanos trate os mesmos em sua dignidade, respeite-os em sua autonomia e defenda-os em sua vulnerabilidade, conforme Resolução CNS 466/12. O CEP-FOUSP solicita Carta de autorização pelo uso de prontuários do responsável pela Instituição, ressaltando o cumprimento destas normativas.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

A recomendação quanto a assinatura da carta de autorização do guardador dos arquivos foi atendida.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
 Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
 UF: SP Município: SAO PAULO
 Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 428.738

SAO PAULO, 18 de Outubro de 2013

Assinador por:
Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepfo@usp.br