



Frederico Sampaio Neves

***INFLUÊNCIA DOS TIPOS DE ESCANEAMENTO DA
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO E
DO MATERIAL INTRACANAL NO DIAGNÓSTICO DE
FRATURA RADICULAR VERTICAL***

PIRACICABA

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Frederico Sampaio Neves

***INFLUÊNCIA DOS TIPOS DE ESCANEAMENTO DA
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO E
DO MATERIAL INTRACANAL NO DIAGNÓSTICO DE
FRATURA RADICULAR VERTICAL***

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do Título de Doutor em Radiologia Odontológica, área de concentração em Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE
DEFENDIDA PELO ALUNO FREDERICO SAMPAIO NEVES
E ORIENTADO PELO PROF. DR. PAULO SÉRGIO FLORES CAMPOS

PIRACICABA

2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

N414i Neves, Frederico Sampaio, 1984-
Influência dos tipos de escaneamento da tomografia computadorizada de feixe cônico e do material intracanal no diagnóstico de fratura radicular vertical / Frederico Sampaio Neves. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Paulo Sérgio Flores Campos.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Dosagem de radiação. 3. Fraturas dos dentes. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Influence of the cone beam computed tomography imaging modes and intracanal material in the diagnosis of vertical root fractures

Palavras-chave em inglês:

Cone-beam computed tomography

Radiation dosage

Tooth fractures

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutor em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Paulo Sérgio Flores Campos [Orientador]

Sergio Lins de Azevedo Vaz

Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello

Deborah Queiroz de Freitas França

Francisco Haiter Neto

Data de defesa: 23-10-2013

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 23 de Outubro de 2013, considerou o candidato FREDERICO SAMPAIO NEVES aprovado.

Prof. Dr. PAULO SÉRGIO FLORES CAMPOS

Profa. Dra. IÊDA MARGARIDA CRUSOÉ ROCHA REBELLO.

Prof. Dr. SÉRGIO LINS DE AZEVEDO VAZ

Profa. Dra. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS FRANÇA

Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of cone beam computed tomography (CBCT) imaging modes in the diagnosis of root fractures as well as in subjective image quality with different intracanal materials. The sample consisted of thirty single-rooted teeth divided in three groups (n=10): control, complete and incomplete root fracture. In each tooth different materials used were used (gutta-percha, metal post and fiber post), as well as the no filling material. Each tooth/root was scanned in a 3D Accuitomo 170 CBCT device using four different imaging modes (High-Resolution, HighFidelity, High-Speed and Standard). Additionally, the dose-area product was calculated for each CBCT imaging mode. The images were randomly evaluated by five dentomaxillofacial radiologists. Complete root fractures were visualized more easily than incomplete fractures. The presence of metal post and gutta-percha influenced negatively the diagnosis of root fracture. Regarding the CBCT imaging modes, there was no influence for complete root fracture diagnosis. In cases of incomplete root fractures, High-Fidelity, High-Resolution and Standard had a higher diagnostic accuracy, especially in the fiber post and no filling groups. In conclusion, the CBCT imaging modes had little influence in the diagnosis of complete and incomplete root fractures, while the presence of intracanal material had greater impact in the diagnosis.

Keywords: Tooth Fractures, Cone-Beam Computed Tomography, Radiation Dosage

RESUMO

O objetivo no presente estudo foi avaliar a influência dos tipos de escaneamento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) no diagnóstico de fraturas radiculares e na qualidade da imagem na presença de diferentes materiais intracanal. A amostra foi composta por trinta dentes unirradiculares divididos em três grupos (n=10): controle, fratura radicular completa e incompleta. Em cada dente foram utilizados diferentes materiais intracanal (guta-percha, pino metálico e pino de fibra de vidro), bem como a ausência de material intracanal. Cada dente foi escaneado no tomógrafo 3D Accuitomo 170 utilizando-se quatro diferentes tipos de escaneamentos (High-Resolution, High-Fidelity, Hi-Speed e Standard). Adicionalmente, os valores de produto dose área foram calculados em cada tipo de escaneamento da TCFC. As imagens foram avaliadas aleatoriamente por cinco radiologistas odontológicos. Observou-se que fraturas radiculares completas foram mais facilmente visualizadas do que as incompletas. A presença do pino metálico e da gutapercha influenciaram negativamente no diagnóstico de fratura radicular. Em relação aos tipos de escaneamento da TCFC, não houve influência no diagnóstico de fratura radicular completa. Para os casos de fratura radicular incompleta, os protocolos High-Fidelity, High-Resolution e Standard obtiveram uma maior acurácia de diagnóstico, especialmente nos grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento. Pôde-se concluir que os tipos de escaneamento da TCFC influenciaram pouco no diagnóstico de fraturas radiculares, sendo que a presença de materiais intracanal apresentou um maior impacto em seu diagnóstico.

Palavras-chave: Fraturas dos Dentes, Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, Dosagem de Radiação

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	xiii
AGRADECIMENTOS.....	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	
2.1. Fatores de exposição da tomografia computadorizada.....	5
2.2. Dosimetria na tomografia computadorizada de feixe cônico.....	12
2.3. Artefatos na tomografia computadorizada de feixe cônico.....	18
2.4. Fratura radicular na tomografia computadorizada de feixe cônico.....	24
3. PROPOSIÇÃO.....	41
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	42
5. RESULTADOS.....	55
6. DISCUSSÃO	65
7. CONCLUSÃO.....	76
REFERÊNCIAS	77
ANEXO – COMITÊ DE ÉTICA.....	90

DEDICATÓRIA

...aos meus pais e irmãos, meu céu ensolarado de cada dia. Graças à distância e todas as dificuldades que passei para estar aqui, vejo que não posso viver sem vocês.

AGRADECIMENTOS

Com o término do meu doutorado, também se aproxima o fim de um ciclo de quatro anos e alguns meses de uma aventura inacreditável. Antes de deixar o presente para cobiçar o futuro, eu parei e resolvi olhar um pouco para trás. Desde o início até o fim da minha educação, sou grato a muitos. Portanto, eu gostaria de dizer algumas palavras de reconhecimento a todos que contribuíram para as coisas que eu alcancei e, que ainda irei alcançar.

Faço um agradecimento especial e de coração ao meu orientador, Prof. Paulo Sérgio Flores Campos, muito obrigado pela amizade, conhecimento e, principalmente, total confiança durante todo o curso para a realização de qualquer trabalho. Você me ajudou a pensar de forma científica e ser crítico sobre o meu próprio trabalho. Lições que, sem dúvida, levarei para o resto da minha vida. Nenhuma pergunta foi demais e por isso eu sou muito grato.

I would like to thank my exchange supervisor, Dr. Sara Lofthag-Hansen. Words cannot describe how I am grateful for everything that you did for me. God put you in my way, and it was one of the best things that happened in my life. Thanks for always being this kind person with an extremely big heart and providing me an incredible and unexpected journey in my life. I would like to thank my other exchange supervisor, Dr. Annika Ekestubbe, an incredible person and researcher. Thanks for all your support in this research, with all the enriching technical and methodological discussions and also for sharing the same interest in CBCT. Also, Dr. Ann Thilander-Klang, thank you for sharing your knowledge and for the physics support in my research. I would like to take the opportunity to express all my gratitude to all people in the Department of Oral Radiology – University of Gothenburg, everybody welcomed me with arms wide opened and a huge amount of good care since day one. Your kindness and support in my studies made me feel extremely comfortable in Sweden.

Vejo como Deus colocou no meu caminho tanta gente legal com que tive a honra de aprender não só Radiologia, mas também ensinamentos de vida. Ao olhar bem para trás, tudo começa com um eterno agradecimento e gratidão a quem acreditou em mim desde o início, a Profa. Iêda Crusoé-Rebello. Não posso deixar de fazer menção aos Profs. Frab, Chico, Solange e Deborah, que me receberam de braços abertos na FOP. Sei que vocês, cada um a sua maneira, buscaram me passar os melhores ensinamentos, tanto radiológicos como de vida. Posso ter errado em alguns momentos, mas foi sempre tentando acertar. Acima de tudo, sempre terei por vocês um grande respeito.

Tanto na ciência como na vida é necessário o trabalho em equipe. Portanto só tenho a agradecer aos amigos que fiz na Radiologia. À minha querida turma do mestrado, Amanda, Carla, Bela, Débora, Laura, Manu, Bia, Monike que, ao contrário do que dizem, é a melhor turma de todas, afinal de contas, é a união que faz a força. E juntos somos muito fortes! Talvez isso não fosse possível se não fôssemos tão bem recebidos por pessoas muito bacanas como Carol, Dani Brait e Matheus.

Agradeço a todos que fazem ou fizeram parte da pós-graduação e que, direta ou indiretamente, me apoiaram e encorajaram. Especialmente, agradeço a Helena Aguiar e Thaís Mageste pelo auxílio, sempre bem humorado, na minha pesquisa.

Afinidades são inerentes ao ser humano, e na pós-graduação não seria diferente. A amizade cresce de diferentes maneiras, seja no ambiente de trabalho ou fora dele. Graças a Deus sempre tive boa relação pessoal e profissional com todos na Radiologia, porém existem pessoas que se destacaram um pouco mais na minha vida, como Yuri, Debora, Gina, Thiago, Amaro, Karla D e Karla M, onde agradeço imensamente pelos momentos de diversão que vocês me proporcionaram. Afinal, é possível ter uma vida durante a pós-graduação. Em especial a Sérgio, Phillippe e Gabi, amigos que serão de uma vida toda.

Na minha vida sempre fui orientado, mas na FOP tive a oportunidade de co-orientar o trabalho de PIBIC de uma pequena (em tamanho), porém grande aluna (em

comprometimento), Thaís de Carmago Souza. No final das contas, vejo que aprendi mais que ensinei, e a isso lhe sou grato.

Esses quase quatro anos que vivi em Piracicaba não seriam tão bons se eu não tivesse uma casa. E quando digo “casa”, me refiro às pessoas que vivem nela. Morei com diferentes pessoas, cada uma com uma maneira de ser, mas que teve na minha vida a mesma importância: sempre fizeram da minha casa o melhor lugar para se viver. Portanto deixo aqui o meu MUITO OBRIGADO à Lívia, Luana, Eduardo e Taruska por serem minha família, meu irmão e irmãs, com todos os defeitos e qualidades. Além disso, muito obrigado a Thiago “Caju” por me receber na sua casa depois de eu voltar da Suécia. Esse é um amigo que sempre pode contar comigo, uma amizade e parceria que crescem a cada dia.

Há pessoas que Deus põe em nosso caminho, e as que ele pôs no meu só tenho a agradecer. Sendo assim, obrigado Deus, por me fazer esbarrar com amigos como Rafael, Manoela, Lívia Forster e Ana Paula, que me guiaram nessa minha trajetória. Em especial, a Danilo Rocha, sou muito grato pela essencial ajuda com meu doutorado sanduíche. Você ajudou a proporcionar uma das melhores experiências da minha vida.

Obrigado aos meus amigos da Universidade Federal da Bahia, pelo apoio incondicional durante toda a minha pós-graduação.

De forma alguma posso deixar de agradecer aos funcionários da Radiologia da FOP (Wal, Fernando e Giselda) e da Pós-Graduação (Raquel), sempre dispostos a ajudar. Especialmente, a Luciane, pela amizade e exemplo de como trabalhar com felicidade e comprometimento.

À Marcelo “Siri” pelo grande auxílio na análise estatística, sempre “salvando a pátria”.

Sem o auxílio financeiro fornecido pela CAPES, tanto para meu doutorado como para o estágio no exterior, seria impossível seguir esse meu caminho. Meu muito obrigado.

Enfim, só posso dizer que sou muito grato a todos que me ajudaram direta ou indiretamente na Pós-Graduação. Nesse momento se encerra um capítulo inesquecível de minha vida e, só o que posso fazer é começar outro. Que mais coisas boas estejam a caminho!

1. INTRODUÇÃO

Um dos maiores desafios na Radiologia Odontológica e Endodontia está relacionado à correta identificação de fraturas radiculares. Na maioria dos casos, uma indicação acerca da presença da fratura radicular é obtida quando há a combinação dos sinais e sintomas clínicos (dor, aumento de volume local, mobilidade dentária, bolsa periodontal, presença de fístula, abscesso e sensibilidade à palpação ou percussão) (Moule & Kahler 1999; Bernardes et al. 2009; Edlund et al. 2011; Fayad et al. 2012; Wang et al. 2011; Metska et al. 2012, Kim et al. 2013) e radiográficos indiretos (aumento do espaço do ligamento periodontal, rarefação óssea periapical, presença de uma área radiolúcida apical e/ou lateral ao longo da superfície da raiz e perda óssea angular difusa ou bem definida) (Edlund et al. 2011; Fayad et al. 2012; Kajan & Taromsari 2012; Metska et al. 2012). Em alguns casos, é necessária uma visualização direta da linha de fratura após a extração ou cirurgia periodontal para confirmar sua presença (Fayad et al. 2012; Kajan & Taromsari 2012).

Nas radiografias periapicais, fraturas radiculares são visíveis quando o feixe central de raios X passa paralelamente à linha de fratura; caso contrário, a fratura não será visível, especialmente se não houver deslocamento de fragmentos ou se tratar de uma trinca. Assim, com a finalidade específica de se visualizar a fratura, pode-se lançar mão de radiografias com uma variação na angulação horizontal/vertical do cabeçote de 4-15 graus (Kositbowornchai et al. 2001; Tsesis et al. 2008; Varshosaz et al. 2010). Mesmo assim, a sobreposição das estruturas adjacentes em imagens bidimensionais pode limitar a visualização direta da linha de fratura (Tang et al. 2011), o que torna necessária uma avaliação tridimensional do caso.

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) tem sido cada vez mais utilizada na Odontologia, substituindo a tomografia computadorizada multidetector (TCMD), devido a suas imagens tridimensionais de alto contraste e nitidez, além da menor dose de exposição associada a uma melhor qualidade de imagem (Loubele et al. 2008; Suomalainen et al. 2009). Além disso, outras vantagens são o baixo custo e a menor produção de artefatos de endurecimento do feixe (Ziegler et al. 2002; Miracle et al. 2009; Hatcher 2010).

Já é fundamentado na literatura que a dose de radiação da TCFC é geralmente significativamente menor que na TCMD (Ludlow et al. 2008; Loubele et al. 2009; Okano et al. 2009; Suomalainen et al. 2009; Carrafiello et al. 2010; Jeong et al. 2012). Além disso, têm sido relatadas diferenças significativas da dose de radiação entre diferentes aparelhos de TCFC (Hirsch et al. 2008; Loubele et al. 2008; Pauwels et al. 2012), bem como na variação dos seus parâmetros de exposição (Lofthag-Hansen et al. 2008; Palomo et al. 2008; Qu et al. 2010; Davies et al. 2012). Devido ao risco do efeito cumulativo da radiação, torna-se imperativo a necessidade de estratégias para a redução da dose de radiação, incluindo uma seleção criteriosa dos fatores de exposição.

Dependendo do aparelho de TCFC, é possível modificar fatores como a miliamperagem (mA), kilovtagem (kV), campo de visão (*Field of View*, FOV) e grau de rotação do aparelho (180° ou 360°). A mudança desses parâmetros de exposição pode reduzir significativamente a dose de radiação (Lofthag-Hansen et al. 2008; Palomo et al. 2008; Qu et al. 2010; Davies et al. 2012), mas pode, por outro lado, causar uma degradação na qualidade geral da imagem, devendo ser realizada com bastante cautela e visando sempre a melhoria no diagnóstico (Neves et al. 2012; White & Mallya 2012).

Uma das desvantagens da TCFC se refere à produção de artefatos de endurecimento do feixe (Schulze et al. 2011; Pauwels et al. 2013), que ocorre quando um material de alta densidade está presente no volume escaneado da TCFC (Schulze et al. 2011). Estudos têm demonstrado que a presença de implantes dentários (Draenert et al. 2007; Schulze et al. 2010; Chindasombatjaroen et al. 2011; Esmaceli et al. 2012; Pauwels et al. 2013), alumínio (Katsumata et al. 2006), guta-percha (Kinkle et al. 2012), brackets ortodônticos (Sanders et al. 2007) e restaurações metálicas (Kinkle et al. 2012) são fatores causais para a formação dos artefatos de endurecimento do feixe, produzindo uma redução significativa na qualidade geral da imagem (Schulze et al. 2011; Pauwels et al. 2013).

É possível observar que a imagem dos artefatos de endurecimento do feixe nas imagens de TCFC pode influenciar no diagnóstico de fratura radicular, especialmente quando é produzido por materiais intracanal de alta densidade física como a guta-percha (Hassan et al. 2009; Hassan et al. 2010; Melo et al. 2011; da Silveira et al. 2012; Khedmat et al. 2012; Patel et al. 2013) e pino metálico (Costa et al. 2011; Melo et al. 2011; Costa et al. 2012; da Silveira et al. 2012). Linhas hipodensas que representam tais artefatos podem mimetizar as linhas de fratura devido à semelhança entre ambas, conduzindo a um diagnóstico e plano de tratamento incorreto, em alguns casos, o que pode levar a uma exodontia desnecessária (Kajan & Taromsari 2012).

Considerando os efeitos da radiação ionizante, existe a necessidade de se manter os níveis de radiação o mais baixo possível (princípio ALARA - as low as reasonably achievable), o que significa equilibrar o benefício individual ou da sociedade com o risco inerente relacionado com a exposição à radiação (proporção risco/benefício) (Farman 2005). Assim, faz-se necessária a busca por protocolos de baixa dose em TCFC, com a

menor produção de artefato de endurecimento do feixe possível, contribuindo de forma substantiva para o diagnóstico mais acurado das fraturas radiculares.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Fatores de exposição da Tomografia Computadorizada

Kwong et al. (2008) estudaram a qualidade subjetiva da imagem da TCFC (MercuryRay) em diferentes parâmetros de exposição. As variáveis modificadas foram a miliamperagem (2, 5, 10 e 15 mA), kilovoltagem (100 e 120 kVp), presença ou ausência do filtro de cobre e o FOV (6, 9 e 12 polegadas). Foram realizados 32 escaneamentos da cabeça de um cadáver e 16 da cabeça de um esqueleto. Três grupos, com 16 imagens em cada, foram divididos de acordo com o tamanho do FOV. As imagens em cada grupo foram classificadas de 1 a 16, sendo 1 a melhor e 16 a pior qualidade da imagem. Observou-se diferença estatisticamente significativa no FOV de 9 polegadas quando na presença ou ausência do filtro de cobre. Já para o FOV de 6 polegadas, foi observada diferença estatisticamente significante em relação a variação na kilovoltagem com a presença do filtro de cobre. Alterações na miliamperagem mostraram diferenças estatísticas significativas em relação aos FOVs de 6 e 12 polegadas, sendo para o FOV de 9 polegadas observada tais diferenças apenas em 2, 10 e 15 mA.

Lofthag-Hansen et al. (2009) avaliaram a visibilidade do canal mandibular e da crista óssea marginal em imagens de TCFC utilizando diferentes parâmetros de exposição. Para isso foram selecionados 30 pacientes que realizaram exame de TCFC (3D Accuitomo) para avaliação pré-operatória da região posterior da mandíbula para a inserção de implantes dentários. Os parâmetros de exposição variaram entre 2, 2,5, 4, 5 ou 6 mA e 70 ou 80 kVp, sendo o tempo de exposição mantido constante (17,5s). As imagens foram avaliadas por radiologistas, nos três planos tomográficos, sendo a região de interesse localizada 1 cm

após o forame mental. A visibilidade do canal mandibular e da crista óssea marginal foi classificada em uma escala de 3 pontos (claramente visível, visível e invisível). Após 15 dias, os radiologistas reavaliaram todas as imagens, quando tiveram de marcar o centro do canal mandibular e o ponto mais superior da crista óssea marginal. A concordância em relação à visibilidade e marcação das estruturas anatômicas foi considerada alta, independente do protocolo utilizado.

Sur et al. (2010) avaliaram o efeito da miliamperagem na qualidade subjetiva da imagem da TCFC (3D Accuitomo) para o planejamento de implantes na maxila e mandíbula. Foram utilizadas seis cabeças de cadáveres que foram escaneadas com a kilovoltagem fixa (80 kVp) e a miliamperagem variando entre 1, 2, 4 e 8 mA. Todas as imagens foram obtidas no protocolo *full-scan*, sendo que apenas para a região posterior também foram obtidas imagens no protocolo *half-scan*. Quinze estruturas anatômicas maxilares e mandibulares importantes no planejamento pré-operatório de implantes dentários foram avaliadas nos planos axial, sagital e coronal. Para cada estrutura, a qualidade subjetiva da imagem foi classificada numa escala de 4 pontos (impossível diagnóstico, ruim, boa e excelente). Observou-se que a qualidade subjetiva da imagem obtida com 4 mA no protocolo *full-scan* foi equivalente à obtida com 8 mA. Até mesmo imagens obtidas com 2 mA no protocolo *full-scan* e 4 mA no protocolo *half-scan* podem ser utilizadas no planejamento de implantes dentários. Imagens obtidas com 1 mA foram consideradas inaceitáveis devido à substancial degradação na qualidade de imagem.

Durack et al. (2011) avaliaram a presença de reabsorção radicular externa, variando o grau de rotação da TCFC (Accuitomo 3D FPD; J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão).

Defeitos grandes (1 x 0,5mm) e pequenos (0,5 x 0,25mm) foram criados na superfície radicular de 10 incisivos inferiores de três mandíbulas secas. Foram utilizados os protocolos *half* e *full scan* para os exames de TCFC. Os demais parâmetros de exposição permaneceram fixos. As reabsorções radiculares externas foram classificadas a partir de uma escala de 5 pontos (presente, provavelmente presente, incerto, provavelmente ausente, ausente). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os dois protocolos utilizados.

Lennon et al. (2011) investigaram a influência do grau de rotação do aparelho de TCFC (Accuitomo 3D FPD) no diagnóstico de pequenas lesões periapicais. Pequenos defeitos ósseos artificiais (< 2 mm), simulando lesões periapicais, foram preparados com uma broca na região apical da raiz distal de 10 primeiros molares inferiores em mandíbulas secas. As mandíbulas foram escaneadas nos protocolos *half* e *full-scan*. Os demais parâmetros de exposição permaneceram fixos. As lesões periapicais foram classificadas em uma escala de 5-pontos (presente, provavelmente presente, incerto, provavelmente ausente, ausente). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os dois protocolos utilizados.

Lofthag-Hansen et al. (2011) analisaram a qualidade subjetiva da imagem da TCFC para o planejamento de implantes dentários na região posterior dos maxilares utilizando diferentes parâmetros de exposição e FOVs. Um *phantom* foi escaneado nos tomógrafos 3D Accuitomo e 3D Accuitomo FPD, no qual os valores de kilovtagem (60, 65, 70, 75 e 80 kVp), miliamperagem (2, 4, 6, 8 e 10 mA) e grau de rotação do aparelho (*half* e *full-scan*) foram combinados. Para o 3D Accuitomo foi utilizado o FOV 30x40 mm e para o 3D

Accuitomo FPD os FOVs 40x40 e 60x60 mm. As imagens foram analisadas nos três planos, sendo realizados cinco questionamentos acerca da qualidade subjetiva da imagem: três relacionados à visibilidade de estruturas anatômicas, um acerca do diagnóstico periapical e um acerca do planejamento de implantes. Cada análise foi classificada em uma escala de 6-pontos (concordância total, concordância, discreta concordância, discreta discordância, discordância e total discordância). Observou-se que o diagnóstico periapical, independente da arcada, requer maiores valores de kV e mA em comparação ao planejamento de implantes dentários. A arcada inferior necessitou de maiores valores de mA e kV em relação a arcada superior no que concerne ao planejamento de implantes dentários.

Bechara et al. (2012) avaliaram a resolução contraste-ruído em imagens obtidas em diferentes tomógrafos com tecnologia de feixe cônico. Foi utilizada uma mandíbula seca contendo um bloco de resina acrílica fixada na região apical e posterior. Para a simulação do tecido mole, foi utilizada água. As mandíbulas foram escaneadas em diferentes tomógrafos: Promax 3D, Accuitomo 3D, e Kodak 9000. Foram utilizados diferentes parâmetros de exposição em cada tomógrafo: Promax (0.2 mm de tamanho do voxel, 84 kVp/14 mA e 84kVp/16 mA), Accuitomo 3D (0.08 e 0.125 mm de tamanho de voxel, 90 kVp/5 mA e 90 kVp/7 mA) e Kodak 9000 (0.076 mm de tamanho de voxel, 70 kVp/10 mA e 74 kVp/10 mA). Em todos os tomógrafos foram utilizados os menores FOVs. Apenas para Accuitomo 3D, foram realizadas as aquisições *half* e *full-scan* em dois diferentes tamanhos de FOV (40x40 mm e 60x60 mm). A resolução contraste-ruído foi calculada como sendo a diferença entre as médias de densidade da resina acrílica e da água, dividido

pelos respectivos desvios-padrões. Observou-se que a redução do tamanho do voxel não necessariamente aumentou a resolução contraste-ruído nos tomógrafos testados. Especificamente para o Accuitomo 3D, observou-se um aumento na resolução contraste-ruído quando se utilizou o protocolo *full-scan*.

Dawood et al. (2012) avaliaram a influência dos fatores de exposição na qualidade subjetiva da imagem da TCFC (F170 Accuitomo) para o planejamento pré-operatório de implantes dentários. Foram avaliadas as imagens de 68 pacientes, variando-se o grau de rotação do aparelho (*half* e *full-scan*), protocolo de escaneamento (Hi-Speed e Standard) e valores de miliamperagem (2-3 e 5-6 mA). Foi avaliada a possibilidade de inserção de implante dentário no sítio selecionado, de acordo com a visibilidade da largura óssea, altura óssea e das estruturas anatômicas adjacentes. Para tanto, utilizou-se uma escala de 5 pontos (muito seguro, razoavelmente seguro, moderadamente seguro, pouco seguro e não seguro). Observou-se que os protocolos de baixa dose de radiação influenciam pouco na qualidade da imagem para o planejamento de implantes dentários.

Hassan et al. (2012) avaliaram a influencia de diferentes parâmetros de exposição da TCFC (Accuitomo 170) na visibilidade do canal radicular. Uma mandíbula de um cadáver foi escaneada no tomógrafo de feixe cônico utilizando-se diferentes tamanhos de FOV (4x4, 6x6, 8x8, 10x10, 14x10 e 17x12 cm), rotação do aparelho (*half* e *full-scan*) e protocolos (Standard e Hi-Resolution). Foi avaliada, subjetivamente, a visibilidade do canal radicular por meio de uma escala de 5-pontos (muito bom, bom, aceitável, ruim e muito ruim). Observou-se que o menor FOV e o modo *full-scan* influenciaram positivamente na visibilidade do canal radicular.

Neves et al. (2012) avaliaram o efeito do grau de rotação do aparelho de TCFC (i-CAT Next Generation; Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) em medidas para o planejamento de implantes dentários. Foram utilizadas oito mandíbulas que foram escaneadas em um aparelho de TCFC nos protocolos *half* e *full-scan*. Foram mensuradas as alturas ósseas (base da mandíbula ao rebordo alveolar) nas regiões de incisivo, canino, pré-molar, primeiro e segundo molar. Além disso, também foram mensuradas as distâncias do forame mental e canal mandibular ao rebordo alveolar. As medidas na TCFC foram comparadas com o padrão-ouro (medidas obtidas diretamente na peça anatômica). Observou-se que o grau de rotação do aparelho não influencia na obtenção de medidas lineares.

de-Azevedo-Vaz et al. (2013) avaliaram a influência do voxel e do grau de rotação de um aparelho de TCFC (i-CAT Next Generation) na detecção de fenestração e deiscência peri-implantar. Foram utilizados 100 implantes de titânio inseridos em costelas bovinas, sendo que os defeitos ósseos foram simulados com brocas cirúrgicas. As amostras foram posicionadas em uma caixa plástica contendo água para simulação dos tecidos moles e escaneados utilizando-se três protocolos: voxel de 0.2mm no protocolo *half-scan*; voxel de 0.2mm no protocolo *full-scan*; 0.12mm no protocolo *full-scan*. A presença de fenestração e deiscência peri-implantar foi avaliada segundo uma escala de 5-pontos (ausente, provavelmente ausente, incerto, provavelmente presente e presente). Observou-se que o tamanho do voxel não influenciou na detecção dos defeitos ósseos e que, para detecção de deiscência, o protocolo *full-scan* apresentou melhores resultados que o *half-scan*.

Hashem et al. (2013) avaliaram a acurácia de mensurações lineares utilizando-se diferentes graus de rotação da TCFC (Accuitomo). Para tanto, vinte hemi-mandíbulas de porcos foram seccionadas nos sentidos horizontal e vertical, produzindo um bloco ósseo com dois dentes. As amostras foram escaneadas em um aparelho de TCFC nos protocolos *half* e *full-scan*. Foram mensuradas diferentes estruturas anatômicas: espessura da dentina, altura da câmara pulpar (dos cornos pulpares mesial e distal até a base da câmara pulpar) e o espaço periodontal mesial e distal. As medidas na TCFC foram comparadas com o padrão-ouro (medidas realizadas diretamente na peça anatômica). Observou-se que o grau de rotação do aparelho não influenciou na obtenção de medidas lineares.

Neves et al. (2013) avaliaram a qualidade subjetiva da imagem da região de terceiro molar inferior em TCFC utilizando diferentes valores de mA. Foram utilizadas 12 mandíbulas maceradas que apresentavam terceiros molares inclusos/ semi-inclusos, na qual foram escaneadas no aparelho de TCFC Kodak 9000 com a mA variando entre 2, 4, 6,3, 8, 10, 12 e 15 mA. Observou-se o aumento concomitante da qualidade da imagem para todos os critérios avaliados (raiz, espaço periodontal, lâmina dura, osso trabecular, canal mandibular e qualidade geral da imagem) em relação ao aumento da mA, sendo que o melhor protocolo de baixa dose foi o de 10 mA, pois a qualidade da imagem pareceu estabilizar a partir desse ponto.

Parsa et al. (2013) determinaram a variação dos valores de cinza em imagens de TCFC de sítios para inserção de implantes dentários, sob diferentes parâmetros de escaneamento. Para o estudo, foram escaneadas mandíbulas secas em três tomógrafos: um com tecnologia multidetector (Philips) e dois com tecnologia de feixe cônico (Accuitomo 170 e NewTom 5G). Para o Accuitomo 170 variou-se o FOV (40 x 40, 60 x 60, 80 x 80,

100 x 100, 100 x 50, 140 x 50, 140 x 100, 170 x 50 e 170 x 120mm), o grau de rotação do aparelho (*half* e *full scan*), o protocolo de escaneamento (*Hi-fidelity* e *standard*) e o tempo de exposição (9, 15,8, 17,5 e 30,8 segundos). Para o NewTom 5G variou-se o FOV (80 x 80, 120 x 80, 150 x 120 e 180 x 160mm), o tempo de escaneamento (*regular* e *enhanced*), a resolução espacial (*standard* e *boosted*) e o tempo de exposição (3,06, 4,08, 4,5, 5,4, 6,01 e 7,3). Os valores de mA e kVp foram mantidos fixos em todos os exames. Os valores de cinza dos mesmos sítios de imagens adquiridas com a TCMD e com a TCFC sob os diferentes parâmetros de escaneamento foram então comparados. Observou-se que os valores dos tons de cinza de ambos os aparelhos de TCFC variaram em relação à TCMD. Observou-se também que o FOV e a resolução espacial influenciaram significativamente nos valores de cinza para ambos os sistemas de TCFC.

2.2. Dosimetria na tomografia computadorizada de feixe cônico

Ludlow et al. (2006) mensuraram a dose efetiva em três tomógrafos com tecnologia de feixe cônico (CB Mercuray, NewTom 3G e i-CAT). Um *phantom* antropomórfico foi escaneado, no qual foram posicionados dosímetros termoluminescentes (TLD) nos locais correspondentes a órgãos importantes da cabeça e pescoço. Para os escaneamentos foram utilizados diferentes FOVs (quando disponível o FOV de 12'' e o menor FOV de cada aparelho) e parâmetros de exposição específicos de cada aparelho. Observou-se que a redução na dose de radiação está diretamente relacionada ao tamanho do FOV e aos parâmetros de exposição.

Lofthag-Hansen et al. (2008) avaliaram dois cálculos para mensurar a dose efetiva da TCFC (3D Accuitomo e 3D Accuitomo FPD) sob diferentes parâmetros de exposição. Para tanto, variaram os valores de mA, kVp e FOV. A dose efetiva foi obtida a partir do cálculo do “índice de dose em tomografia computadorizada” que limita o intervalo de integração a 100mm (CTDI₁₀₀ - *computed tomography dose index*) e do produto dose-área (DAP - *dose-area product*). O CTDI₁₀₀, medido em μGy , mensura o valor de dose do centro do corte irradiado resultante, quando a dose de radiação absorvida estiver em perfil retangular de largura igual à espessura de corte. A partir dos valores do CTDI₁₀₀, é possível realizar o cálculo do produto dose-comprimento (DLP - *dose-length product*). Já o DAP, medido em $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, mensura toda a radiação emitida pela ampola de raios X e que atinge o paciente durante a realização do exame. Os valores do CTDI₁₀₀ e DAP foram obtidos com o auxílio de um *phantom* antropomórfico, acoplando-se à saída do tubo de raios X uma câmara de ionização (tipo 500-100, Victoreen Instruments) e um eletrômetro (Solidose 400, RTI Electronics, Molndal, Suécia). Foi observada uma assimetria nos valores do CTDI₁₀₀, não se podendo calcular então os valores de DLP, não sendo considerado então adequado para o cálculo da dose efetiva. Em relação ao DAP, observaram-se maiores valores de dose efetiva quando os parâmetros de exposição foram aumentados e que a dose efetiva do 3D Accuitomo FPD foi três vezes maior quando comparado ao 3D Accuitomo, sob os mesmos parâmetros de exposição. Adicionalmente, observou-se que, apenas em tamanhos de FOV pequenos (4x4 e 6x6 cm), os valores de DAP foram confiáveis. Os valores de CTDI₁₀₀ não foram confiáveis, independente do tamanho de FOV utilizado.

Hirsch et al. (2008) determinaram a dosimetria de dois aparelhos de TCFC, Veraviewepocs 3D e 3D Accuitomo, em diferentes protocolos. A dose absorvida foi obtida por meio de dosímetros termoluminescentes (TLD) posicionados em um *phantom* antropomórfico, em 16 órgãos da cabeça e pescoço. O *phantom* foi escaneado em ambos os tomógrafos utilizando-se diferentes FOVs: 3D Accuitomo (4x4 e 6x6 cm) e Veraviewepocs 3D (4x4, 8x4 e imagem panorâmica + 4x4 cm). A menor dose efetiva foi observada com o FOV 4x4 cm do 3D Accuitomo (20.2 μSv) e a maior obtida com o FOV 6x6 cm do 3D Accuitomo (43.27 μSv). Os valores intermediários de dose foram observados no Veraviewepocs 3D.

Ludlow et al. (2008) calcularam a dose órgão-absorvida, dose equivalente e dose efetiva em oito tomógrafos com tecnologia de feixe cônico (NewTom 3G; Mercuray; Promax 3D; Prexion 3D; Galileos; Classic i-CAT; Next Generation i-CAT e Iluma) e um multidetector 64-canaís (Somatom Sensation). Um *phantom* antropomórfico foi escaneado, no qual TLDs foram posicionados nos locais correspondentes aos órgãos importantes da cabeça e pescoço. Para os escaneamentos foram utilizados os diferentes FOVs dos aparelhos (classificados em grande, médio e pequeno). Observou-se uma maior dose relacionada a TCMD e a FOVs grandes da TCFC.

Loubele et al. (2008) avaliaram a dosimetria em diferentes aparelhos de TCFC e TCMD. Um *phantom* antropomórfico foi escaneado, e a *dose profile integral* (DPI₁₀₀) foi calculada para quatro diferentes aparelhos de TCFC: i-CAT, NewTom 3G, Accuitomo 3D, Mercuray e Sensation 16. Para a mensuração da dose, nos dois primeiros aparelhos de TCFC foi utilizada uma câmara de ionização, e para os dois últimos foram utilizados TLDs.

Os resultados de DPI_{100} foram 107 μGy para o Accuitomo 3D, 1569 μGy para o Mercuray, 446 μGy para o NewTom 3G, 249 μGy para o i-CAT e 1090 μGy para o Sensation 16.

Palomo et al. (2008) calcularam a dose na TCFC (Mercuray) sob diferentes parâmetros de exposição. Foi utilizado um *phantom* antropomórfico com 10 TLDs posicionados em órgãos importantes da cabeça e pescoço. O *phantom* foi escaneado variando-se os valores de miliamperagem (2, 5, 10 e 15 mA), kilovoltagem (100 e 120 kVp) e três tamanhos de FOV (6, 9 e 12 polegadas). Observou-se que a variação na miliamperagem teve pouco efeito na redução da dose. Em relação à kilovoltagem, a utilização de 100 kVp ao invés de 120 kVp reduziu a dose em cerca de 38%. Quando se diminuiu o tamanho do FOV, houve uma redução na dose de 5 a 10%.

Loubele et al. (2009) compararam a dose efetiva entre a TCFC e a TCMD. Para isso, foram estudados três tomógrafos com tecnologia de feixe cônico: Accuitomo 3D, i-CAT e NewTom 3G, além de três com tecnologia multidetector: Somatom Volumezoom 4, Somatom Sensation 16 e Mx8000 IDT. A dose efetiva foi calculada com TLDs posicionados em um *phantom* antropomórfico. Observou-se que os valores de dose efetiva variaram de 13 a 82 μSv na TCFC e de 474 a 1160 μSv na TCMD. Os níveis de dose na TCFC foram menores para o Accuitomo 3D e maiores para o i-CAT.

Okano et al. (2009) mensuraram e compararam as doses da TCFC e a TCMD em exames para o planejamento de implantes dentários. Foram utilizados dois tomógrafos com tecnologia de feixe cônico (3D Accuitomo e Mercuray) e um multidetector (HiSpeed QX/iH). Foi utilizado para a mensuração da dose um *phantom* antropomórfico no qual

TLDs foram posicionados nos locais correspondentes a órgãos importantes da cabeça e pescoço. O *phantom* foi escaneado nos três aparelhos, sendo que para o 3D Accuitomo foram variados os tamanhos do FOV (4x3 cm, 4x4 cm e 6x6 cm). Foi observado que a dose no 3D Accuitomo foi menor quando comparado ao Mercuray e muito menor em comparação ao tomógrafo multidetector.

Suomalainen et al. (2009) compararam a dose em quatro tomógrafos de feixe cônico (3D Accuitomo, Ortho-CT, Promax 3D e Scanora 3D) e dois multidetectors (4 e 64 canais GE LightSpeed Plus). Para isso foram utilizados TLDs posicionados em um *phantom* antropomórfico nos locais correspondentes a órgãos importantes da cabeça e pescoço. As menores doses foram as do 3D Accuitomo, enquanto as maiores foram as do GE de 64 canais.

Carrafiello et al. (2010) compararam a dosimetria da TCMD (Aquilion 64 canais) e TCFC (i-CAT) no estudo dos arcos dentários. A dose efetiva e a dose dos principais órgãos da cabeça e pescoço foram aferidas por meio de TLDs colocados em um *phantom* antropomórfico. O *phantom* foi escaneado na TCFC no protocolo clínico mais utilizado (FOV 13 cm, 20 segundos, 120 kVp, 23.87 mAs e 306 frames) e na TCMD (FOV 9 cm, 0.5 segundos, 120 kVp). Apenas na TCMD foram obtidos escaneamentos com diferentes valores de miliamperagem (400, 300, 200, 200 e 60 mA). Observou-se que a dose efetiva e a dose nos principais órgãos da cabeça e pescoço foram maiores na TCMD, independente do protocolo, quando comparadas às doses da TCFC.

Qu et al. (2010) compararam as doses efetivas resultantes de diferentes protocolos de escaneamento da TCFC (Promax 3D). As doses foram obtidas por meio de TLDs posicionados em um *phantom* antropomórfico. Foram variados na TCFC a miliamperagem (2, 8 e 16 mA), FOV (8x8 cm, 8x5 cm e 5x4 cm) e a resolução (baixa, normal e alta). Observou-se que quando a miliamperagem e o FOV aumentaram, a dose aumentou proporcionalmente. Além disso, a baixa resolução gerou menor dose quando comparada aos outros protocolos. Não foi observada diferença na dose entre as resoluções alta e normal.

Davies et al. (2012) determinaram a dose efetiva na TCFC (i-CAT Next Generation), a partir de um *phantom* antropomórfico em que foram posicionados três TLDs nos locais correspondentes aos principais órgãos da cabeça e pescoço. O *phantom* foi escaneado em seis diferentes protocolos: (1) FOV de 22cm, 120 kVp, 2,1 mA, 8,9 segundos e *voxel* de 0,4mm; (2) FOV de 13cm, 120 kVp, 2,1 mA, 8,9 segundos e *voxel* de 0,4mm; (3) FOV de 6cm, protocolo resolução padrão (mandíbula), 120 kVp, 2,1 mA, 8,9 segundos, *voxel* de 0,4mm; (4) FOV de 6cm, protocolo alta resolução (mandíbula), 120 kVp, 1,4 mA, 26,9 segundos, *voxel* de 0,2mm; (5) FOV de 6cm, resolução padrão (maxila), 120 kVp, 2,1 mA, 8,9 segundos, *voxel* de 0,4mm; (6) FOV de 6cm, alta resolução (maxila), 120 kVp, 1,4 mA, 26,9 segundos, *voxel* de 0,2mm. Observou-se que a maior dose foi gerada quando se utilizou o FOV de 22cm, e a menor, quando se utilizou a resolução padrão para a maxila. Quando se utilizou o protocolo de alta resolução, a dose efetiva foi aproximadamente o dobro da gerada com o protocolo padrão.

Jeong et al. (2012) compararam a dose efetiva entre a TCMD e a TCFC. Foram posicionados 25 TLDs em regiões correspondentes a órgãos importantes da cabeça e pescoço num *phantom* antropomórfico. A mandíbula do *phantom* foi escaneada utilizando dois tomógrafos com tecnologia multidetector (Somatom Sensation 10 e Somatom Emotion 6) e três com tecnologia de feixe cônico: AZ3000CT, KaVo 3D eXam e Implagraphy. Observou-se que a dose efetiva foi maior na TCMD em comparação a TCFC.

Pauwels et al. (2012) estimaram a dose órgão-absorvida e a dose efetiva de diferentes aparelhos de TCFC (3D Accuitomo 170, Galileos Comfort, i-CAT Next Generation, Iluma Elite, Kodak 9000 3D, Kodak 9500, NewTom 5G, NewTom 5Gi, Pax-Uni3D, Picasso Trio, ProMax 3D, Scanora 3D, SkyView, Veraviewepocs 3D) sob diferentes parâmetros de exposição. A mensuração da dose foi obtida por meio de um *phantom* antropomórfico no qual foram posicionados TLDs em locais correspondentes a órgãos importantes da cabeça e pescoço. Observou-se que a dose efetiva variou entre 19 e 368 μSv . Houve, para todos os órgãos, uma ampla gama de valores de dose, devido às diferenças nos fatores de exposição, tais como tamanho de FOV e posicionamento do feixe de radiação em relação aos órgãos radiosensíveis.

2.3. Artefatos na tomografia computadorizada de feixe cônico

Schulze et al. (2005) compararam a influência dos artefatos na qualidade subjetiva da imagem em diferentes tomógrafos com tecnologia de feixe cônico. Em um crânio seco foram posicionados cliques metálicos simulando corpos estranhos. A amostra foi escaneada nos aparelhos Siremobil Iso-C3D e NewTom 9000. Cada tomógrafo proporcionou a

aquisição de 200 e 360 imagens base, respectivamente. Foi analisada a qualidade da imagem na presença do artefato metálico, sendo as imagens classificadas em uma escala de 5 pontos (do 5 - muito bom - ao 1 - muito ruim). Observou-se que artefatos causados pelos cliques metálicos foram menos pronunciados nas imagens do NewTom 9000.

Naitoh et al. (2006) avaliaram a influência dos parâmetros de exposição da TCFC e da localização do objeto no volume escaneado na formação de artefatos na imagem. Um bloco de hidroxiapatita ($30 \times 15 \times 10$ mm) foi utilizado para simular a região mediana da mandíbula. O bloco foi posicionado a uma distância de 7, 12 e 17 mm da borda anterior de um recipiente com água. Os valores de HU (*Hounsfield Units*) do bloco foram inicialmente mensurados por meio da TC helicoidal (HiSpeed NX/i Pro). Após isso, o bloco foi escaneado em dois tomógrafos com tecnologia de feixe cônico, um utilizando intensificador de imagem (3DX) e o outro *flat-panel* (3DX FPD), ambos empregando diferentes valores de kilovoltagem (60, 70 e 80 kVp) e miliamperagem (3, 3.5 e 4 mA). Os artefatos foram definidos como a diferença entre o comprimento real do bloco e o comprimento mensurado na imagem. Foi utilizado o *software* ImageJ para a mensuração dos tons de cinza nas áreas consideradas como artefatos. Observou-se que quanto mais no centro do volume o bloco fosse posicionado, menor a formação de artefatos. Além disso, no intensificador de imagem com alta exposição (80 kVp e 4 mA) muito artefato foi observado, enquanto que no *flat-panel* a quantidade de artefatos foi menor independente do parâmetro de exposição aplicado.

Katsumata et al. (2006) investigaram o aspecto e as possíveis causas dos artefatos observados na imagem de TCFC. Um cilindro plástico completamente preenchido por água

foi utilizado como *phantom*. No interior do cilindro foram colocados diferentes cubos compostos por hidroxiapatita, alumínio, lâminas acrílicas para filtragem da radiação e cobre. Os cubos foram dispostos em três diferentes localizações: no centro, próximo à margem lateral e próximo a margem frontal do cilindro. Os materiais foram inicialmente escaneados num tomógrafo com tecnologia multidetector (High Speed NX/iPro) para mensuração da densidade tomográfica (valores de HU). As amostras também foram escaneadas no tomógrafo de feixe cônico 3DX Accuitomo, com diferentes valores de kilovoltagem (70 e 80 kVp). Nas imagens em que o cubo estava em uma posição central, a sua forma geométrica foi claramente visualizada, exceto em relação ao cobre, que foi deformada devido à presença do artefato. As imagens da hidroxiapatita tiveram mais ruído e menor contraste quando comparado aos outros materiais. Em imagens em que o cubo estava posicionado perto da margem lateral do *phantom*, deformidades foram observadas na lateral da imagem. Quando o cubo foi colocado perto da margem frontal, deformidades foram observadas na margem frontal da imagem. As áreas afetadas pelo artefato foram maiores quando se utilizou uma maior kilovoltagem. Além disso, uma correlação negativa foi observada entre as áreas afetadas pelo artefato e os valores de HU.

Draenert et al. (2007) compararam qualitativamente a formação de artefatos na TCFC (NewTom 9000) e TCMD (Philips MX 8000). Foram inseridos implantes dentários de titânio em um *phantom*, nas regiões de primeiro pré-molar superior direito, segundo molar superior direito, primeiro pré-molar superior esquerdo e segundo molar superior esquerdo. Cada amostra foi escaneada individualmente em ambos os tomógrafos e as imagens então foram então avaliadas por meio de uma escala de 5-pontos (5-ausência de

artefatos; 4-mínima presença de artefatos, até 10% na imagem; 3-moderada presença de artefatos, até 25% na imagem; 2-Grande presença de artefatos, até 50% na imagem e 1-Excessiva presença de artefatos, mais de 50% na imagem). Observou-se uma maior formação de artefatos na TCFC em comparação a TCMD. A formação de artefatos foi maior quanto maior a distância do implante ao centro do volume escaneado.

Sanders et al. (2007) avaliaram os artefatos gerados em imagens de TCFC (NewTom 3G) por brackets ortodônticos. Utilizaram-se três cabeças de cadáveres contendo todos os dentes, que foram escaneadas antes (grupo controle) e após (grupo teste) a colocação de quatro tipos de brackets ortodônticos (cerâmico, plástico, aço inoxidável e titânio). As imagens foram avaliadas qualitativamente (presença ou ausência dos artefatos) e quantitativamente (tons de cinza). Foi utilizado o *software* ImageJ para a mensuração dos tons de cinza. Qualitativamente, observou-se que os brackets de aço inoxidável e titânio produziram mais artefatos na imagem, sendo observadas diferenças estatisticamente significantes. Já quantitativamente, observou-se que os brackets de aço inoxidável produziram menores valores de cinza, causando uma maior degradação da imagem.

Schulze et al. (2010) avaliaram a formação dos artefatos na TCFC. Para tanto, foram utilizados cilindros de titânio que foram escaneados em dois aparelhos de TCFC: 3D Accuitomo e i-CAT Next Generation. Para o 3D Accuitomo, foram realizadas exposições com 80 e 90 kVp. Os tons de cinza das imagens foram mensurados por meio do *software* ImageJ. Observou-se que as áreas mais próximas aos cilindros foram as mais afetadas pelos artefatos. Em relação aos dois aparelhos de TCFC, observou-se um nível de ruído

levemente maior para o i-CAT Next Generation. Especificamente para o 3D Accuitomo, observou-se um efeito mais pronunciado dos artefatos em imagens obtidas com 80 kVp.

Chindasombatjaroen et al. (2011) avaliaram quantitativamente a presença de artefatos nas imagens de TCFC e TCMS produzidos por diferentes materiais metálicos e parâmetros de exposição. Foram utilizados cubos (10x10x10 mm) compostos por alumínio, titânio, liga de cobalto-cromo e liga de ouro tipo IV. As amostras foram escaneadas em um tomógrafo de feixe cônico (Alphard Vega 3030) e um multidetector (Light Speed QX/i). Foram variados os valores de miliamperagem (TCFC: 102 e 170 mAs; TCMD: 100 e 170 mAs) e kilovoltagem (em ambos utilizou-se 80 e 100 kVp). Por meio do *software* ImageJ as imagens foram convertidas para preto e branco, sendo tais valores mensurados quantitativamente. Observou-se que, independente do tipo de metal ou parâmetro de exposição, houve menor formação de artefatos na TCFC em comparação a TCMD. A liga de ouro tipo IV causou a maior formação de artefatos, seguido da liga de cobalto-cromo, titânio e alumínio, respectivamente. Maiores valores de kilovoltagem estiveram associados a menor formação de artefatos, enquanto que o aumento na miliamperagem não teve efeito consistente na redução dos artefatos tanto na TCFC como na TCMD.

Esmaeili et al. (2012) avaliaram qualitativamente a presença de artefatos na TCFC. Para tanto, implantes dentários foram posicionados em uma mandíbula seca nas regiões de canino, pré-molar e molar. A mandíbula foi escaneada nos tomógrafos Promax 3D e NewTom 5G. As imagens foram avaliadas individualmente, nos cortes axial e coronal, por meio de uma escala de 5-pontos (5-ausência de artefatos; 4-mínima presença de artefatos, até 10% na imagem; 3-moderada presença de artefatos, até 25% na imagem; 2-grande

presença de artefatos, até 50% na imagem e 1-excessiva presença de artefatos, mais de 50% na imagem). Observou-se diferença estatisticamente significativa na qualidade da imagem entre os tomógrafos, obtendo-se menor formação de artefatos no NewTom 5G.

Hunter & McDavid (2012) demonstraram um método para a correção dos artefatos na imagem de TCFC. Foi utilizado um cilindro de alumínio que foi escaneado no aparelho de TCFC Promax 3D. O cilindro de alumínio foi posicionado sempre no centro do volume a ser escaneado. O efeito do artefato na imagem foi determinado por meio da mensuração dos tons de cinza utilizando-se o *software* ImageJ. Após isso, um *hardware* baseado em um método de correção foi utilizado para suprimir o efeito do endurecimento do feixe na imagem. A intenção foi diminuir o espectro de raios X do tomógrafo por meio da pré-filtração do feixe de radiação. A distribuição espectral do feixe pôde ser regulada através da seleção de um material filtrante com apropriado número atômico, densidade e espessura. Observou-se que o *hardware* utilizado para evitar os efeitos do endurecimento do feixe suprimiu o artefato, mas não o eliminou.

Klinke et al. (2012) avaliaram a presença de materiais na TCMD (Sensation 16). Para tanto, 44 diferentes materiais foram divididos em quatro grupos: compósitos, materiais de preenchimento temporário, cerâmicas dentárias e ligas metálicas. Todas as amostras foram escaneadas por meio da TCMD, e a área na qual os artefatos se estendiam foi mensurada e classificada em uma escala de 4-pontos (1-ausência de artefatos, 2-artefatos em uma área < 15 mm, 3- artefatos em uma área de 15-30 mm, 4- artefatos em uma área > 30 mm). Observou-se a presença do artefato associada a 41 materiais, sendo que no grupo ligas metálicas houve a sua maior produção.

Pauwels et al. (2013) avaliaram a formação de artefatos na TCFC, sob diferentes protocolos de exposição. Um *phantom* contendo sete aberturas para colocação de cilindros de titânio e chumbo foi escaneado em treze diferentes aparelhos de TCFC: 3D Accuitomo 170, 3D Accuitomo, Galileos Comfort, i-CAT Next Generation, Kodak 9000, Kodak 9500, NewTom 5Gi, Pax-Uni3D, Picasso Trio, Promax 3D, Scanora 3D, SkyView e Veraviewepocs 3D. O *phantom* também foi escaneado em um aparelho de TCMD (Somatom Sensation 64; Siemens, Erlangen, Alemanha). Diferentes protocolos de exposição foram utilizados, sendo modificado o tamanho do FOV, tempo de exposição e/ou tamanho do *voxel*. Os tons de cinza nas imagens de TCFC foram mensurados utilizando o *software* ImageJ. Observou-se que a maioria dos aparelhos de TCFC produziu mais artefatos que a TCMD na presença dos cilindros de titânio, porém todos eles tiveram um desempenho melhor na presença do chumbo. De uma maneira geral, nenhuma melhora clara foi observada nos protocolos de alta dose, a exceção do SkyView, apesar de alguns aparelhos apresentarem uma redução na formação de artefatos em FOVs grandes (3D Accuitomo 170 e i-CAT Next Generation) ou protocolos de alta dose.

2.4. Fratura radicular na tomografia computadorizada de feixe cônico

Bornstein et al. (2009) comparam as radiografias oclusal e periapical com a TCFC (3 DX Accuitomo) na avaliação de fratura radicular. Em 38 pacientes foram avaliados 44 dentes com fratura radicular horizontal, confirmada por meio da TCFC, avaliando-se a localização (terço apical, médio ou cervical) e angulação da linha de fratura. Foi observado nas radiografias convencionais que 28 fraturas (63.3%) estavam localizadas no terço médio

da raiz, 11 (25%) no terço apical e 5 (11,4%) no terço cervical. Entre as radiografias convencionais e a TCFC houve uma concordância na detecção da localização da fratura por vestibular em 70,5% dos casos, e em 31,8% dos casos, por lingual. Em relação aos parâmetros analisados, foi observada uma associação estatisticamente significativa entre ambas as modalidades de imagem.

Ikubo et al. (2009) compararam a radiografia periapical, TCMD (Somatom Emotion 6) e TCFC (PSR 9000N) no diagnóstico de fraturas radiculares horizontais. A amostra foi composta por 28 dentes extraídos (incisivos) de cães beagles. Em cada raiz foi realizado um defeito na superfície do terço médio utilizando uma broca diamantada. Neste defeito foi induzida a fratura por meio de uma chave de fenda. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. As fraturas foram realizadas em 13 dentes. Todos os dentes foram reposicionados em seus respectivos alvéolos para realização da radiografia periapical, TCMD (foram utilizados 0.63 e 1.25 mm de espessura de corte) e TCFC. As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Observou-se que a sensibilidade, valor preditivo negativo e a acurácia na detecção de fraturas foi significativamente maior na TCFC que na TCMD e radiografia periapical. Em relação à especificidade e valor preditivo positivo não foram observadas diferenças significativas entre as modalidades de imagem.

Hassan et al. (2009) compararam a TCFC (Next Generation I-CAT) e a radiografia periapical no diagnóstico de fraturas radiculares verticais, com ou sem a presença de material endodôntico. Foram utilizados 40 molares e 40 pré-molares, que foram divididos em 4 grupos: controle e fratura (com e sem material endodôntico), sendo que cada grupo

era composto por 20 dentes (10 molares e 10 pré-molares). Todos os dentes tiveram suas coroas removidas, para depois serem realizadas as fraturas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma mandíbula seca contornada por três lâminas de cera (para simulação do tecido mole). Após esse procedimento, foram realizadas as radiografias periapicais e os escaneamentos por meio da TCFC. Cada dente foi classificado quanto à presença/ausência e direção da linha de fratura. Observou-se que a sensibilidade da TCFC foi muito maior que a da radiografia periapical. Em relação à especificidade, os valores foram similares. Houve uma redução na especificidade da TCFC quando da presença do material endodôntico, o que, entretanto, não influenciou a acurácia geral.

Kamburoğlu et al. (2009) compararam a acurácia do filme radiográfico, dispositivo de carga acoplada (RVG 5.0), placa de fósforo (Digora Optime) e a TCFC (3D Accuitomo) na detecção de fraturas radiculares horizontais. A amostra foi composta por 36 incisivos extraídos, sendo que em 18 foram realizadas fraturas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados na região anterior de uma maxila seca, para realização dos exames imaginológicos. As imagens foram classificadas individualmente quanto à presença ou ausência de fratura radicular. Observou-se que a TCFC apresentou elevada sensibilidade em relação às outras modalidades de imagem, com diferenças estatisticamente significativas. Em relação à especificidade, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as quatro modalidades de imagem.

Wenzel et al. (2009) compararam a acurácia da TCFC (i-CAT) e da radiografia digital (Digora Optime) no diagnóstico de fraturas radiculares transversais, utilizando diferentes tamanhos de *voxel* e filtros de realce da imagem. A amostra foi composta por 69 dentes extraídos, sendo que em 34 foram realizadas fraturas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados em uma mandíbula seca, para realização dos exames imaginológicos. As imagens de TCFC foram realizadas com diferentes tamanhos de *voxel* (0.125 e 0.25mm). Foram aplicados diferentes filtros de realce nas imagens digitais (Sharpen) e tomográficas (Sharpen e Angio-Sharpen), que foram então comparadas com as imagens originais. As imagens foram avaliadas individualmente quanto à presença ou ausência de fratura. Observou-se maior sensibilidade da TCFC quando utilizado o menor tamanho de *voxel* e quando da aplicação do filtro Angio-Sharpen. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre a TCFC e a radiografia digital, porém a acurácia foi maior na TCFC quando utilizado o menor tamanho de *voxel*.

Bernardes et al. (2010) avaliaram 20 dentes com tratamento endodôntico de pacientes com sintomas clínicos suspeitos de fratura radicular (dor a percussão ou palpação, presença de abscesso periapical, fístula e bolsa periodontal). Foram obtidos de todos os dentes radiografias periapicais e imagens por TCFC (Accuitomo 3DX). Nas duas modalidades de imagem, as fraturas radiculares foram classificadas em uma escala de 3-pontos (ausente; presente e mal definida; presente e bem definida). Foi observada diferença estatisticamente significativa entre a radiografia periapical e a TCFC para o diagnóstico de fratura radicular, com melhores resultados para a TCFC.

Hassan et al. (2010) compararam a acurácia de cinco aparelhos com tecnologia de feixe cônico no diagnóstico de fraturas radiculares verticais. Além disso, também foi avaliada a influência de material endodôntico, corte tomográfico e tipo de dente (molar e pré-molar). Foram utilizados 40 molares e 40 pré-molares, que foram divididos em 4 grupos: controle e fratura (com e sem material endodôntico), sendo que cada grupo foi composto por 20 dentes (10 molares e 10 pré-molares). Todos os dentes tiveram suas coroas removidas e posteriormente foram realizadas as fraturas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma mandíbula seca contornada por três lâminas de cera para simulação do tecido mole. Os dentes foram escaneados em cinco tomógrafos: NewTom 3G, i-CAT Next Generation, Galileos 3D, Scanora 3D e 3D Accuitomo. Os dentes foram classificados de acordo com a ausência ou presença de fraturas e, em caso de presença, o corte tomográfico também foi registrado. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes tomógrafos. A presença do material endodôntico não influenciou na sensibilidade, mas reduziu a especificidade. Os cortes axiais foram significativamente mais acurados que os coronais e sagitais, em todos os tomógrafos. As fraturas radiculares foram mais facilmente detectadas nos molares que nos pré-molares.

Kamburoğlu et al. (2010) compararam a TCFC e a radiografia periapical digital no diagnóstico de fraturas radiculares verticais. A amostra foi composta por 60 dentes extraídos, sendo que em todos foi realizado o preparo do canal radicular e preenchimento com guta-percha. Posteriormente, a obturação do canal radicular foi removida até o terço

médio da raiz. Em 30 dentes foram realizadas as fraturas radiculares por meio de pressão mecânica com o auxílio de uma chave de fenda. Os outros 30 dentes foram considerados controle. As imagens de TCFC foram adquiridas em dois tomógrafos com tecnologia de feixe cônico (NewTom 3G e Iluma Ultra) e as radiografias digitais foram obtidas com um sensor tipo CCD. Após a obtenção das imagens, essas foram classificadas em uma escala de 5 pontos (ausência, provável ausência, incerto, provável presença e presença). Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os dois tomógrafos, porém foi observada diferença entre os tomógrafos e a radiografia digital.

Melo et al. (2010) avaliaram a influência do tamanho do *voxel* da TCFC no diagnóstico de fraturas radiculares verticais, na presença ou ausência de guta-percha e pino metálico intracanal. A amostra foi composta de 180 dentes unirradiculares extraídos que foram divididos em seis grupos, sendo dois grupos sem nenhum material intracanal, dois grupos com preparo endodôntico e preenchimento com guta-percha e dois grupos com preparo endodôntico, preenchimento com guta-percha e inserção de pino metálico intracanal (pino de ouro tipo III). Em três grupos foram realizadas as fraturas radiculares por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma maxila seca, coberta por cera para simulação do tecido mole, e escaneados em um tomógrafo de feixe cônico (Classic i-CAT) com diferentes tamanhos de *voxel* (0.3 e 0.2 mm). As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Observou-se que a presença de guta-percha e pino metálico reduziram a sensibilidade e especificidade em ambos os tamanhos de *voxel*, porém sem associação estatisticamente

significativa. Além disso, a sensibilidade foi significativamente maior para o *voxel* 0.2 mm quando na ausência de pino intracanal e guta-percha.

Özer (2010) comparou a acurácia da TCFC e da radiografia digital na detecção de fraturas radiculares com espessuras de deslocamento de fragmentos dentários. A amostra foi composta por 80 dentes que receberam preparo endodôntico e foram divididos em três grupos experimentais e um controle. Nos dentes dos grupos experimentais, as fraturas foram realizadas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados. Em dois grupos os fragmentos foram unidos com diferentes espessuras de cera (0.2 e 0.4 mm entre eles) e no outro grupo os fragmentos foram colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma mandíbula seca, coberta por cera para simulação do tecido mole, e escaneados em um tomógrafo de feixe cônico (i-CAT) e radiografados com um sistema digital CCD (RVG 5100). Os dentes foram avaliados individualmente e classificados segundo a presença ou ausência de fratura radicular. Observou-se que a TCFC se mostrou significativamente mais acurada em relação à radiografia digital, independente da espessura do deslocamento dos fragmentos da fratura.

Varshosaz et al. (2010) compararam a TCFC (Promax 3D) e a radiografia digital periapical no diagnóstico de fraturas radiculares verticais. A amostra foi composta por 100 dentes unirradiculares extraídos, que foram divididos em grupo experimental e controle. Todos os dentes tiveram suas coroas removidas e nos dentes do grupo experimental foram realizadas as fraturas com uma máquina de ensaio universal. Após a fratura, foram excluídos os dentes em que ocorreu deslocamento de fragmentos. As fraturas foram confirmadas por meio da aplicação de azul de metileno. Os dentes foram posicionados

individualmente em uma mandíbula seca contornada por duas lâminas de cera (para simulação do tecido mole). Após esse procedimento, foram realizados os exames imaginológicos. Obtidas as imagens, essas foram classificadas em uma escala de 5 pontos (ausência, provável ausência, incerto, provável presença e presença). Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as duas modalidades de imagem, sendo a TCFC superior à radiografia convencional.

Costa et al. (2011) testaram a acurácia da TCFC de pequeno FOV na detecção de fraturas horizontais na presença ou ausência de pino metálico intracanal. Quarenta dentes extraídos foram utilizados, sendo realizado o tratamento endodôntico em todos. Os dentes foram divididos em quatro grupos: ausência de pino metálico sem (G1) e com (G2) fratura, presença de pino metálico sem (G3) e com (G4) fratura. Em cada grupo foram incluídos 20 dentes. As fraturas foram realizadas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma mandíbula seca, imersa em uma caixa com água, e escaneados em um tomógrafo de feixe cônico (PaX Uni3D) de pequeno FOV. As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Maiores valores de acurácia foram observados nos grupos sem pino metálico sendo observadas diferenças estatisticamente significativas em relação ao grupo com o pino metálico.

Edlund et al. (2011) avaliaram a capacidade de diagnóstico da TCFC na detecção *in vivo* de fraturas radiculares. A amostra foi composta por 32 dentes (29 pacientes) com suspeita de fratura radicular, que apresentaram os seguintes sintomas clínicos: dor a percussão ou palpação, presença de bolsa periodontal ao redor do dente e radiografia

periapical evidenciando a presença de perda óssea na face mesial ou distal do dente (apenas dentes onde a fratura não foi observada na radiografia foram incluídos no estudo). As imagens por TCFC foram adquiridas em um dos dois aparelhos de TCFC (i-CAT ou Accuitomo 80). Todos os indivíduos foram submetidos à cirurgia periodontal exploratória para a visualização direta da fratura (padrão-ouro), sendo a visualização das fraturas realizada com o auxílio do microscópio óptico e com a aplicação de azul de metileno. Caso clinicamente fosse visualizada a fratura, o dente era removido. As imagens de TCFC foram avaliadas sem o conhecimento prévio do padrão-ouro, sendo que as fraturas foram classificadas em uma escala de 3-pontos (presença, incerto, ausência). Observou-se que a TCFC mostrou uma alta capacidade no diagnóstico de fraturas radiculares. Quando comparados os dois tomógrafos, o Accuitomo 80 apresentou resultados discretamente melhores que o i-CAT.

Özer (2011) compararam a acurácia da TCFC no diagnóstico de fraturas radiculares verticais quando utilizados diferentes tamanhos de *voxel*. A amostra foi composta por 60 dentes que receberam preparo endodôntico e foram divididos em grupo experimental e controle. As fraturas foram realizadas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma mandíbula seca, coberta por cera para simulação do tecido mole, e escaneados em um tomógrafo de feixe cônico (i-CAT) utilizando diferentes tamanhos de *voxel* (0.4, 0.3 e 0.2 mm). As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes tamanhos de *voxel*.

Wang et al. (2011) compararam a acurácia da TCFC com a radiografia periapical (filme radiográfico) na detecção de fraturas radiculares, quando na presença ou ausência de material endodôntico. A amostra foi composta por 135 dentes (128 indivíduos), sendo 86 sem e 49 com tratamento endodôntico, com suspeita de fratura que apresentaram os seguintes sintomas clínicos: dor a mastigação ou percussão, bolsa periodontal, fístula e inconsistência na determinação do comprimento de trabalho entre a radiografia e o localizador apical. Em todos os pacientes foi inicialmente realizada uma radiografia periapical e, quando houve justificativa, foi realizado o exame por TCFC (3DX Accuitomo). Após esse procedimento, os pacientes foram submetidos à intervenção cirúrgica (exodontia, amputação ou resecção radicular) e a fratura foi clinicamente confirmada. As imagens foram avaliadas individualmente e classificadas segundo a presença ou ausência de fratura. Observou-se que a fratura radicular foi detectada clinicamente em 95 dos 135 dentes. A sensibilidade da TCFC foi significativamente maior que a da radiografia periapical e a especificidade apresentou resultados similares. Quando da presença de material endodôntico, observou-se redução na sensibilidade da TCFC, porém a especificidade permaneceu inalterada. Já em relação a radiografia periapical, a presença de material endodôntico não influenciou no diagnóstico.

Costa et al. (2012) testaram a acurácia da TCFC de grande FOV na detecção de fraturas horizontais, na presença ou ausência de pino metálico intracanal. Quarenta dentes extraídos foram utilizados, sendo realizado tratamento endodôntico em todos. Os dentes foram divididos em quatro grupos: ausência de pino metálico sem (G1) e com (G2) fratura, presença de pino metálico sem (G3) e com (G4) fratura. Em cada grupo foram incluídos 20

dentos. As fraturas foram realizadas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma mandíbula seca, imersa numa caixa com água, e escaneados em um tomógrafo de feixe cônico (Picasso Master) de grande volume (FOV com 15 cm de diâmetro). As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Foi observada uma baixa acurácia e baixa concordância intra e interexaminador, refletindo a dificuldade em se diagnosticar fraturas em tomógrafos de grande FOV.

Fayad et al. (2012) relataram uma série de casos clínicos com diferentes apresentações das fraturas radiculares verticais detectadas por meio da TCFC. As fraturas radiculares foram confirmadas por meio de visualização direta (exodontia da unidade ou cirurgia periodontal exploratória). Para os sete casos clínicos apresentados, pôde-se observar que nas imagens de TCFC os sinais comumente observados eram: perda óssea apenas no terço médio da raiz e destruição da cortical óssea vestibular, imagem hipodensa ao redor da raiz (na região onde o pino termina).

Gunduz et al. (2012) compararam a acurácia da TCFC, radiografia digital e convencional no diagnóstico de fratura radicular vertical. A amostra foi composta por 90 pré-molares unirradiculares extraídos. Os dentes foram todos instrumentados e preenchidos com guta-percha e endometasona. Subsequentemente, foram divididos em dois grupos (controle e fratura) com 45 dentes em cada. As fraturas radiculares foram induzidas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em uma maxila

seca, coberta por cera para simulação do tecido mole. Imagens foram obtidas por meio de dois aparelhos com tecnologia de feixe cônico (3D Accuitomo 170 e NewTom 3G), um sistema digital CCD, um PSP e filme convencional. Após a obtenção das imagens, essas foram classificadas em uma escala de 5-pontos (ausência, provável ausência, incerto, provável presença e presença). Observou-se que o 3D Accuitomo 170 foi significativamente superior na detecção de fraturas radiculares verticais em comparação às outras modalidades de imagem.

Kajan & Taromsari (2012) avaliaram a acurácia da TCFC (NewTom 5G) no diagnóstico de fraturas radiculares. Foram avaliados 10 dentes (10 pacientes) com suspeita de fratura. Todos os pacientes tinham sintomas clínicos como dor durante a mastigação/percussão, aumento de volume na região periapical e/ou presença de fístula. Nestes pacientes não foi identificada na radiografia periapical a presença de trincas ou linhas de fratura, porém foi observado um aumento do espaço periodontal ou rarefação óssea mal definida e a presença de perda óssea alveolar. As imagens tomográficas foram obtidas e classificadas em uma escala de 4-pontos (imagem de pobre para diagnóstico, imagem pobre mas diagnosticável, imagem adequada para o diagnóstico e imagem excelente para o diagnóstico). Todos os indivíduos foram submetidos à exodontia da unidade. A presença da fratura foi confirmada por meio da visualização direta e com a aplicação de azul de metileno. Observou-se que em oito casos a TCFC se mostrou acurada no diagnóstico de fratura. Em um caso a TCFC indicou fratura que não foi detectada clinicamente, porém a imagem foi classificada como “imagem pobre para diagnóstico”. No outro caso, a amostra foi perdida durante a exodontia.

Kambungton et al. (2012) compararam a TCFC (Veraviewepocs 3D), a radiografia digital e a convencional na detecção de fraturas radiculares verticais. A amostra foi composta por 60 dentes (incisivos ou pré-molares) extraídos. Em todos foi realizado preparo do canal radicular. Fraturas radiculares verticais foram induzidas por meio de uma máquina de preparo universal em trinta dentes, sendo cada fratura confirmada por meio da aplicação de azul de metileno. Os outros 30 dentes foram utilizados como controle. Os dentes foram divididos em seis grupos e colocados em uma mandíbula seca para posterior realização dos exames imaginológicos. Para a obtenção das radiografias periapicais digitais e convencionais, foi utilizada a técnica de Clark. Um bloco de acrílico com 10mm foi utilizado para simulação do tecido mole. Após a obtenção das imagens, estas foram classificadas em uma escala de 5 pontos (ausência, provável ausência, incerto, provável presença e presença). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre todas as modalidades de imagem.

Khedmat et al. (2012) compararam a acurácia da radiografia digital (CMOS), da TCMD (VCT GE 64-slice) e da TCFC (Promax 3D) no diagnóstico de fraturas radiculares verticais, na presença ou ausência de material endodôntico. Foram utilizados 100 dentes unirradiculares, que foram divididos em quatro grupos: controle e fratura (com e sem material endodôntico), sendo cada grupo composto por 25 dentes. Foram realizadas as fraturas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram montados individualmente em blocos de resina acrílica, para posterior realização dos exames imaginológicos. As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Observou-se que

na ausência de guta-percha, a especificidade das modalidades de imagem foi similar e a sensibilidade foi maior na TCFC. Já na presença de guta-percha, a sensibilidade da TCFC e da TCMD foi significativamente maior que a da radiografia digital e a especificidade da TCFC foi maior em relação às outras modalidades de imagem.

Metska et al. (2012) compararam, *in vivo*, a detecção de fraturas radiculares em dois tomógrafos com tecnologia de feixe cônico. As imagens de 39 dentes com suspeita de fratura radicular (39 indivíduos) foram analisadas. Os dentes apresentaram sinais clínicos e radiográficos sugestivos da presença de fratura: dor à percussão e/ou palpação, perda óssea isolada, fístula e área radiolúcida apenas em uma face radicular. Todos os dentes apresentavam tratamento endodôntico prévio e não foi detectada a presença de fratura na radiografia periapical. As imagens por TCFC foram adquiridas em um dos dois aparelhos (NewTom 3G ou 3D Accuitomo 170) e classificadas quanto à presença ou ausência da fratura. Todos os indivíduos foram submetidos à cirurgia periodontal exploratória, retratamento endodôntico ou exodontia da unidade para a visualização direta da fratura (padrão-ouro). Para os casos de retratamento endodôntico, a fratura foi confirmada após a remoção dos materiais intracanal e coronário. Observou-se que o 3D Accuitomo 170 apresentou maiores valores de sensibilidade, especificidade, acurácia e valores preditivo positivo e negativo em comparação ao NewTom 3G.

Da Silveira et al. (2013) compararam a radiografia periapical e a TCFC (i-CAT - Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) na detecção de fraturas radiculares verticais, na presença ou ausência de tratamento endodôntico e pino metálico intracanal. Sessenta dentes extraídos foram divididos em seis grupos, com dez dentes em cada, sendo

dois grupos sem nenhum material intracanal, dois grupos com preparo endodôntico e preenchimento com guta-percha, e dois grupos com preparo endodôntico, preenchimento com guta-percha e pino metálico intracanal. Em três grupos foram realizadas fraturas radiculares por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos eram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em blocos de resina acrílica, para realização das radiografias convencionais (pela técnica de Clark) e TCFC (*voxels* de 0,2 e 0,3mm). As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou ausência de fratura. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as modalidades de imagem. Sensibilidade e especificidade foram similares entre os diferentes tamanhos de *voxel*, porém a acurácia, quando utilizado o *voxel* de 0.2mm, foi maior quando da presença de guta-percha e pino metálico.

Ferreira et al. (2013) avaliaram a presença de fratura radicular vertical por meio da TCFC em dentes com diferentes pinos intracanal. A amostra foi composta por 60 pré-molares extraídos, nos quais foi realizado o preparo e obturação endodôntica (com cimento endodôntico e guta-percha). Além disso, também foi realizado o preparo para colocação do pino intracanal. Após isso, foram realizadas as fraturas radiculares por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados individualmente em blocos de resina acrílica, e foram escaneados por meio de dois aparelhos de TCFC: i-CAT Next Generation e Scanora 3D. Cada dente foi escaneado individualmente, sendo posicionado no centro do menor FOV fornecido pelo aparelho. Como materiais intracanal, foram utilizados os pinos de fibra resinosa e titânio. As imagens foram avaliadas e classificadas quanto à presença ou

ausência de fratura. Observou-se que o diagnóstico de fratura radicular foi mais preciso no grupo que utilizou o pino de fibra resinosa e o i-CAT Next Generation.

Bechara et al. (2013) compararam os graus de rotação da TCFC (3D Accuitomo) no diagnóstico de fraturas radiculares em dentes com tratamento endodôntico. A amostra foi composta por 60 dentes, nos quais foi realizado o preparo e obturação endodôntica. As fraturas radiculares foram induzidas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo. Após a fratura, os fragmentos foram reposicionados e colados. Os dentes foram posicionados em uma costela bovina coberta por cera para simulação do tecido mole e escaneados no aparelho 3D Accuitomo 170. Observou-se maiores valores apenas da especificidade no protocolo *full-scan*; sendo a sensibilidade e acurácia similares ao protocolo *half-scan*.

Patel et al. (2013) compararam a TCFC (3D Accuitomo 170) e a radiografia periapical na detecção de fraturas radiculares completas e incompletas quando na presença de gutapercha. A amostra foi composta por 20 pré-molares e molares extraídos que foram escaneados e radiografados em três grupos (controle, fratura radicular completa e incompleta). No grupo experimental foram induzidas as fraturas por meio de uma máquina de ensaio universal (Instron), nos quais inicialmente utilizou-se uma ponta de menor calibre para a realização das fraturas incompletas e, posteriormente, uma ponta de maior calibre para a realização das fraturas completas. Os dentes foram posicionados individualmente numa mandíbula seca para a realização dos exames tomográficos e radiográficos. Um cilindro de acrílico foi posicionado ao redor da mandíbula para a atenuação do feixe de radiação. Observou-se que a radiografia periapical e a TCFC não foram acuradas na

detecção de fraturas radiculares, o qual pode estar relacionado aos artefatos de endurecimento do feixe causados pela presença da guta-percha.

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a escassez de informações na literatura acerca dos diferentes tipos de escaneamento da TCFC e material intracanal, o presente estudo teve o seguinte objetivo:

- 1- Avaliar a influência dos tipos de escaneamento da TCFC no diagnóstico de fratura radicular e na qualidade subjetiva da imagem na presença de diferentes materiais intracanal.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Aspectos Éticos

O presente estudo foi realizado após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP (034/2012) (Anexo).

Preparo da amostra

A amostra foi composta por trinta dentes humanos unirradiculares (incisivos, caninos ou pré-molares), extraídos com a devida indicação clínica, que foram inicialmente inspecionados clínica e radiograficamente sendo excluídos do estudo os que apresentaram: tratamento endodôntico, reabsorção radicular, canais radiculares ou raízes supranumerárias, canais radiculares obliterados e calcificações pulpares. Além disso, também foram excluídos os dentes com trincas ou fraturas radiculares, sendo esse diagnóstico confirmado por meio da visualização direta e por transiluminação com o auxílio de um aparelho de diodo emissor de luz (UltraLume 5; Ultradent Products Inc., UT, EUA).

Cada dente foi submetido a um processo de desinfecção com álcool 70%, raspagem e alisamento radicular para remoção de cálculos dentários e remanescentes de tecido mole. Posteriormente, as coroas dos dentes foram seccionadas na junção amelocementária com o auxílio de um disco diamantado (Isomet 1000[®], Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), para eliminar qualquer viés acerca de fraturas coronárias (Figura 1). Todos os dentes foram mantidos hidratados em água até o momento em que as fraturas radiculares foram realizadas.

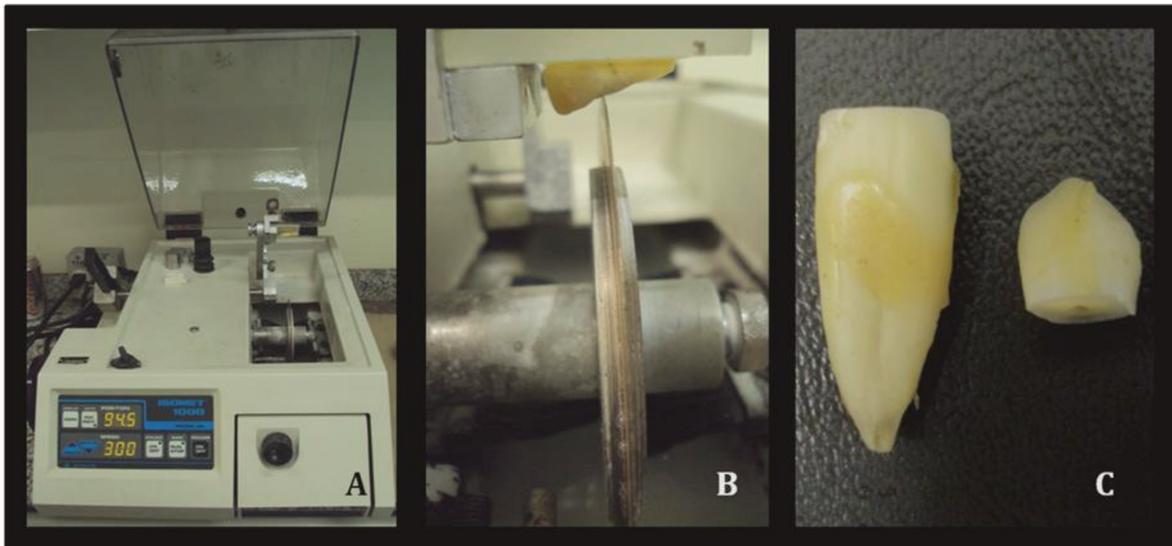


Figura 1. (A) Aparelho Isomet 1000® (B) Disco diamantado seccionando o dente na junção amelocementária (C) Raiz seccionada da coroa.

Os dentes foram instrumentados por meio do sistema rotatório Mtwo NiTi® (VDW, Munique, Alemanha) sendo utilizada água destilada como solução irrigadora. As limas endodônticas (VDW, Munique, Alemanha) foram utilizadas em todo o comprimento do canal radicular. A sequência de instrumentação para todos os dentes foi 30.05 / 35.04 / 40.04 / 25.07. Posteriormente, foi realizado o preparo para o pino intracanal em até dois terços do comprimento do canal radicular, com uma broca em baixa rotação (n° 2), fornecida pelo fabricante (Exacto®, Angelus, Londrina, Brasil) (Figura 2).

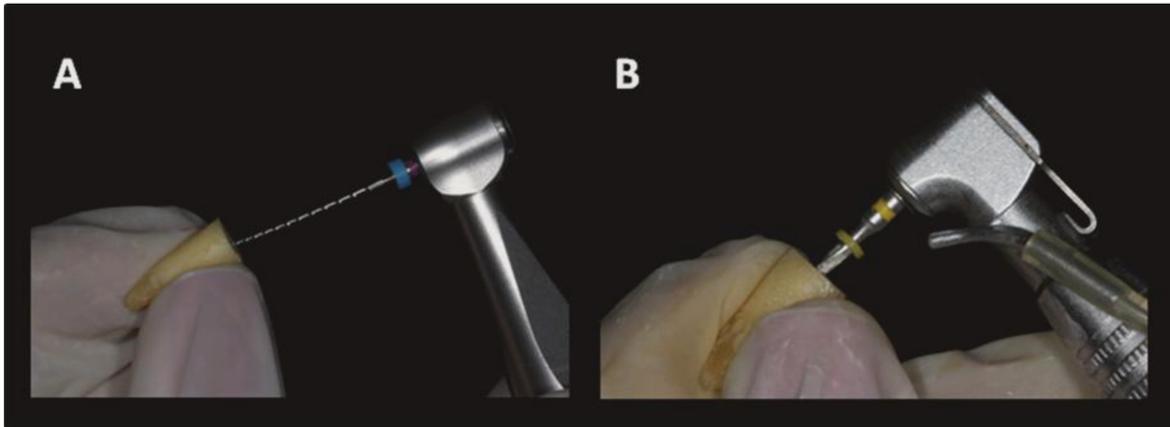


Figura 2. (A) Preparo endodôntico (B) Preparo do pino intracanal.

Realização das fraturas radiculares

As fraturas radiculares verticais foram realizadas por meio da máquina de ensaio universal Instron[®] (Canton, MA, EUA), utilizando uma célula de força de 500 newtons (N) e velocidade de 01 mm/min. Uma ponta metálica cônica foi introduzida na entrada do canal radicular e, após ocorrer à fratura, a máquina interrompia seu funcionamento automaticamente. Para a realização das fraturas, cada dente foi temporariamente posicionado em um bloco de acrílico com uma abertura central de 10 mm de diâmetro. Os dentes foram removidos do aparato após a fratura (Figura 3).

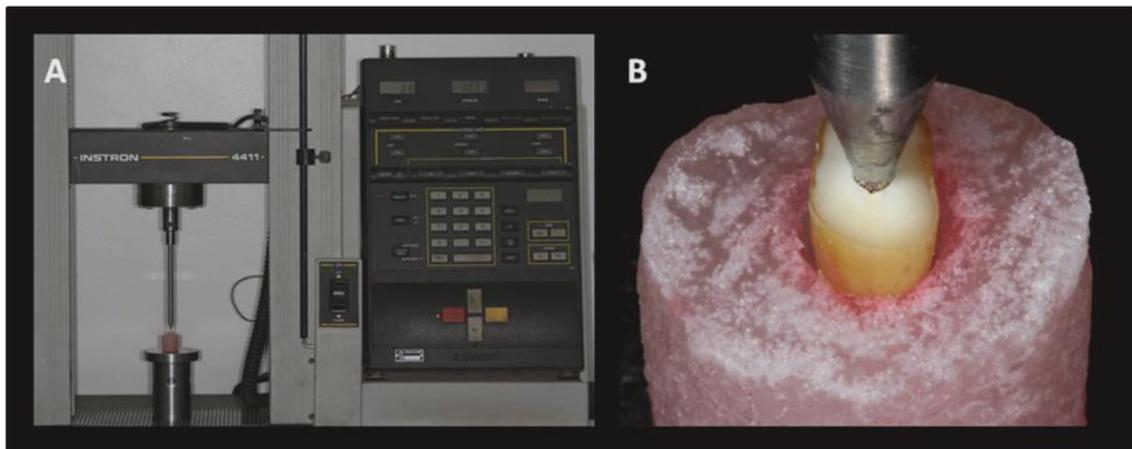


Figura 3. (A) Dente posicionado na Instron® (B) Dente inserido no aparato de acrílico com a ponta metálica cônica posicionada na entrada do canal radicular.

Todos os dentes fraturados foram inspecionados por meio de visualização direta e por transiluminação com o auxílio de um aparelho de diodo emissor de luz (UltraLume 5; Ultradent Products Inc., UT, EUA), para confirmação da presença da fratura (Figura 4). Pode-se observar que em nenhum dente houve a separação completa dos fragmentos.

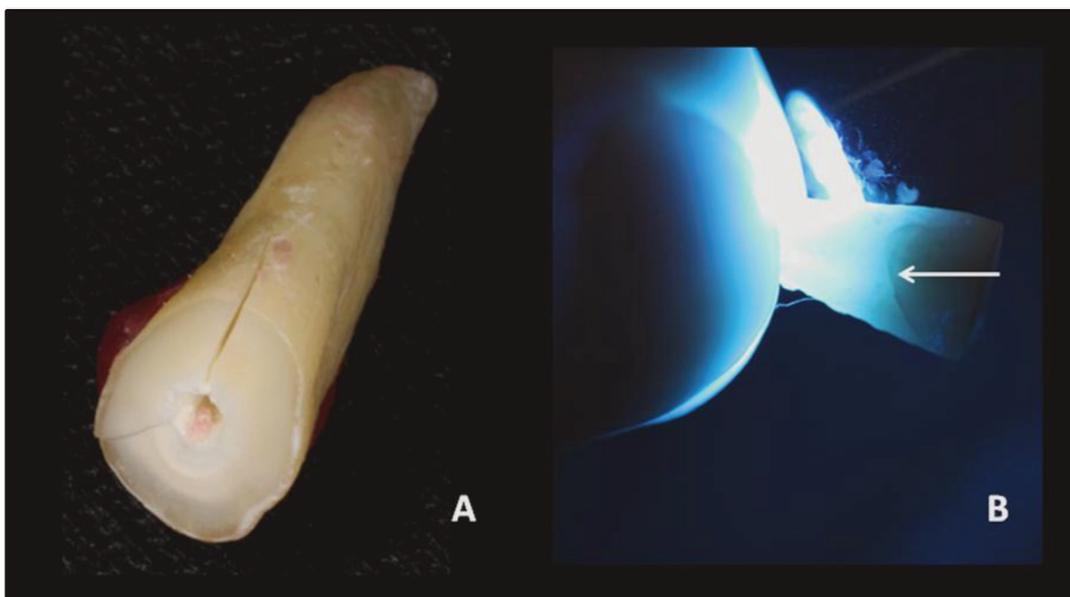


Figura 4. Confirmação da fratura radicular: (A) Visualização direta (B) Transiluminação (seta branca).

Cada dente foi então classificado segundo o tipo de fratura radicular: incompleta (sem deslocamento de fragmentos) e completa (com deslocamento de fragmentos) (Figura 5).

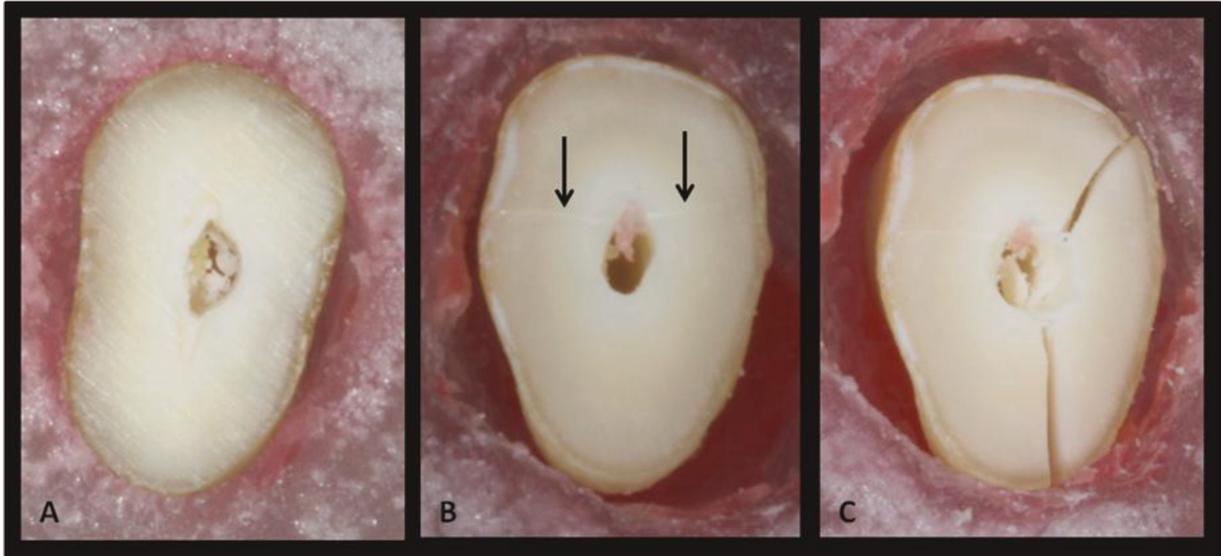


Figura 5. (A) Dente controle (B) Fratura radicular incompleta (seta preta) (C) Fratura radicular completa.

Divisão dos grupos

Os dentes foram divididos em três grupos (controle, fratura radicular completa e incompleta), com 10 dentes em cada. Os dentes foram então aleatoriamente codificados e divididos em 12 subgrupos, que foram classificados de acordo com o material intracanal (sem preenchimento, guta-percha, pino metálico e pino de fibra de vidro). Os dentes foram preenchidos com guta-percha (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) sem a utilização de nenhum cimento endodôntico. Para os grupos com a presença de pino intracanal, utilizou-se um composto por liga metálica de cobalto-cromo e outro de fibra de vidro (Exacto[®], Angelus, Londrina, Brasil), ambos com as mesmas dimensões, que foram inseridos com

boa adaptação no interior do canal radicular. Foram realizadas radiografias periapicais ortorradiais de todos os dentes, com os respectivos materiais intracanal, para validar suas adaptações.

Preparo do *phantom*

Cada dente foi inserido no alvéolo de uma mandíbula macerada (região de pré-molar), que foi alargado com o auxílio de uma broca cilíndrica (KG Sorensen, São Paulo, Brasil) (Figura 6). A mandíbula foi então completamente recoberta por uma camada de cera com 06 cm de altura, objetivando evitar o contato entre a água e o dente. A mandíbula foi posicionada em uma caixa plástica cilíndrica (16 cm de diâmetro), contendo água em seu interior (Sandborg et al. 1993) e três vértebras cervicais (da primeira à terceira) para atenuação do feixe de radiação, simulando a situação clínica (Katsumata et al. 2007; Shelley et al. 2011) (Figura 7).

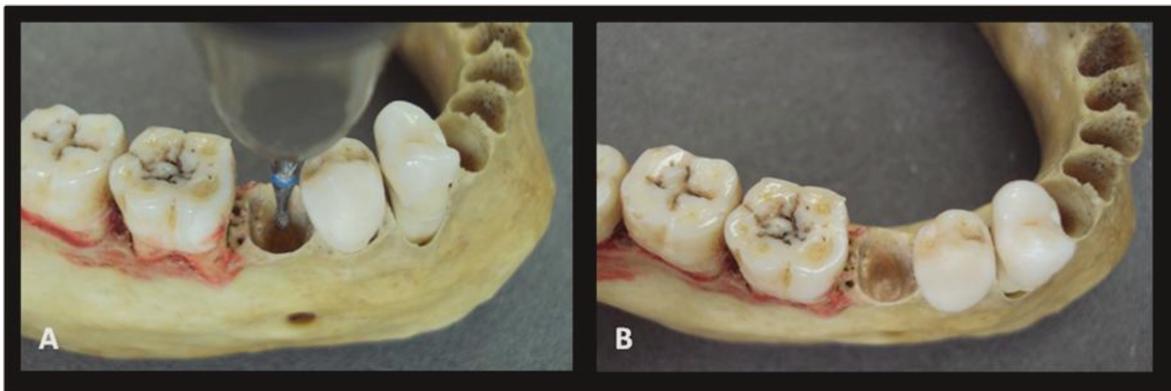


Figura 6. Preparo do *phantom*: (A) Alargamento do alvéolo com uma broca cilíndrica (B) Alvéolo alargado.

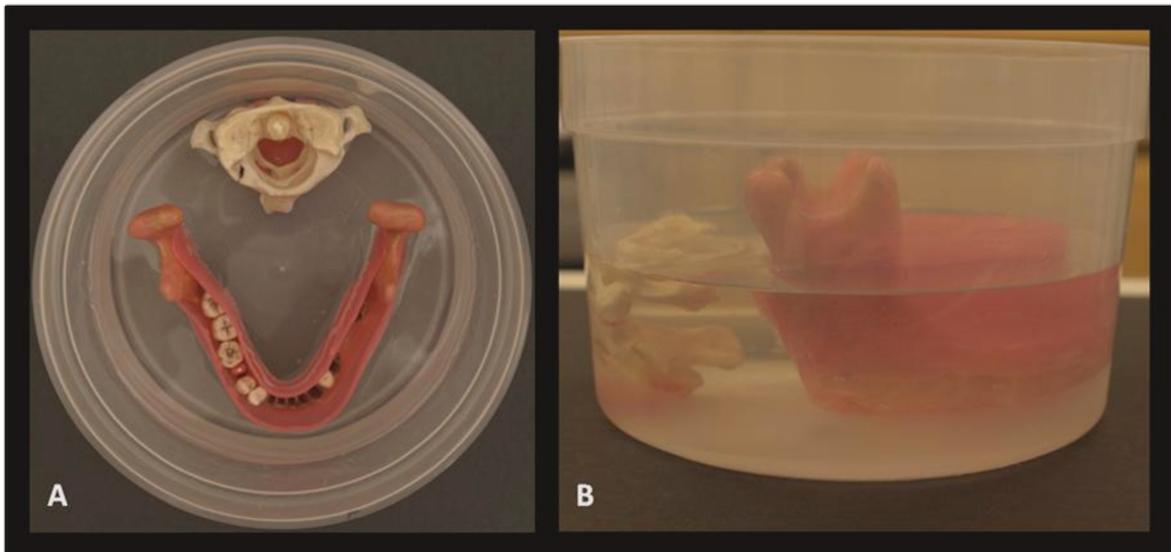


Figura 7. Phantom utilizado: (A) Vista superior (B) Vista lateral.

Aquisição das imagens

Cada dente foi individualmente escaneado no aparelho de TCFC 3D Accuitomo 170 (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão) com detector *flat-panel* e exposição contínua, operando com 90kV, 5mA, *full-scan* (360°), tamanho do *voxel* 0.08x0.08mm, FOV 4x4 cm (Figura 8), em quatro diferentes tipos de escaneamento: High-Fidelity (Hi-Fi), High-Resolution (Hi-Res), High-Speed (Hi-Speed) e Standard (Tabela 1, Figura 9). Cada dente foi posicionado no centro do FOV, na região do segundo pré-molar inferior. Inicialmente o dente foi escaneado com a guta-percha, que era removida cuidadosamente (sem a remoção do dente do alvéolo), para a obtenção das imagens do grupo sem preenchimento. Posteriormente, os pinos intracanal eram inseridos no canal radicular para então se realizar o seu escaneamento. Assim sendo, cada dente foi escaneado na mesma posição, alterando-se apenas o material intracanal.

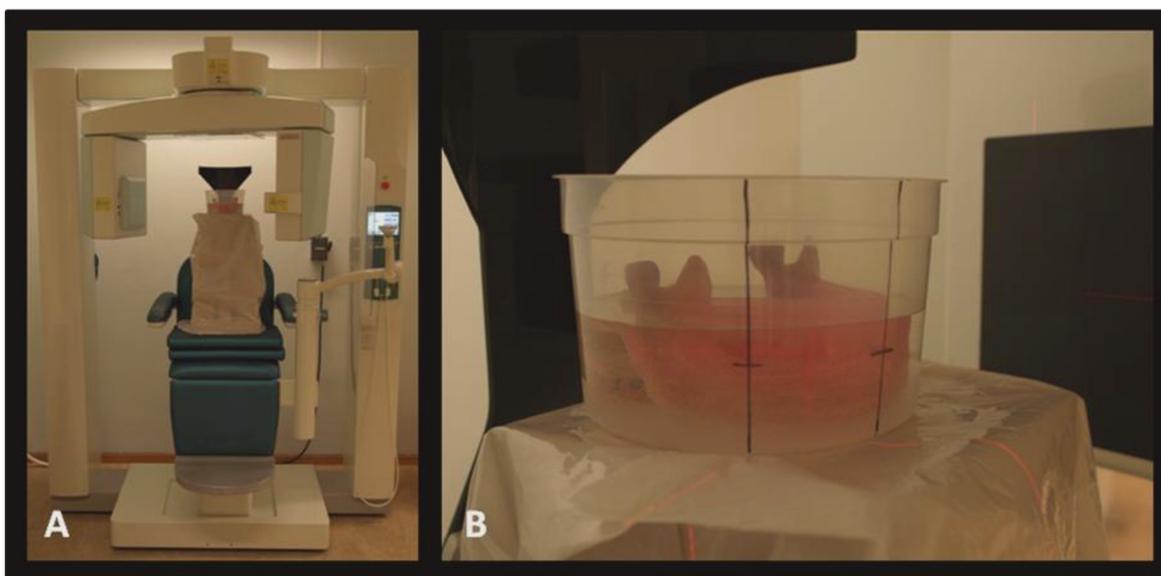


Figura 8. (A) *Phantom* posicionado no aparelho de TCFC. (B) Vista aproximada evidenciando as linhas de referência.

Tabela 1. Parâmetros de exposição utilizados em cada tipo de escaneamento da TCFC.

Tipo de escaneamento	Tempo de exposição (s)	Frames por segundo	Imagens base
<i>Hi-Fi</i>	30.8	30	924
<i>Hi-Res</i>	30.8	20	616
<i>Hi-Speed</i>	10.5	50	525
<i>Standard</i>	17.5	30	525

DAP. Produto dose-área (*dose area product*).

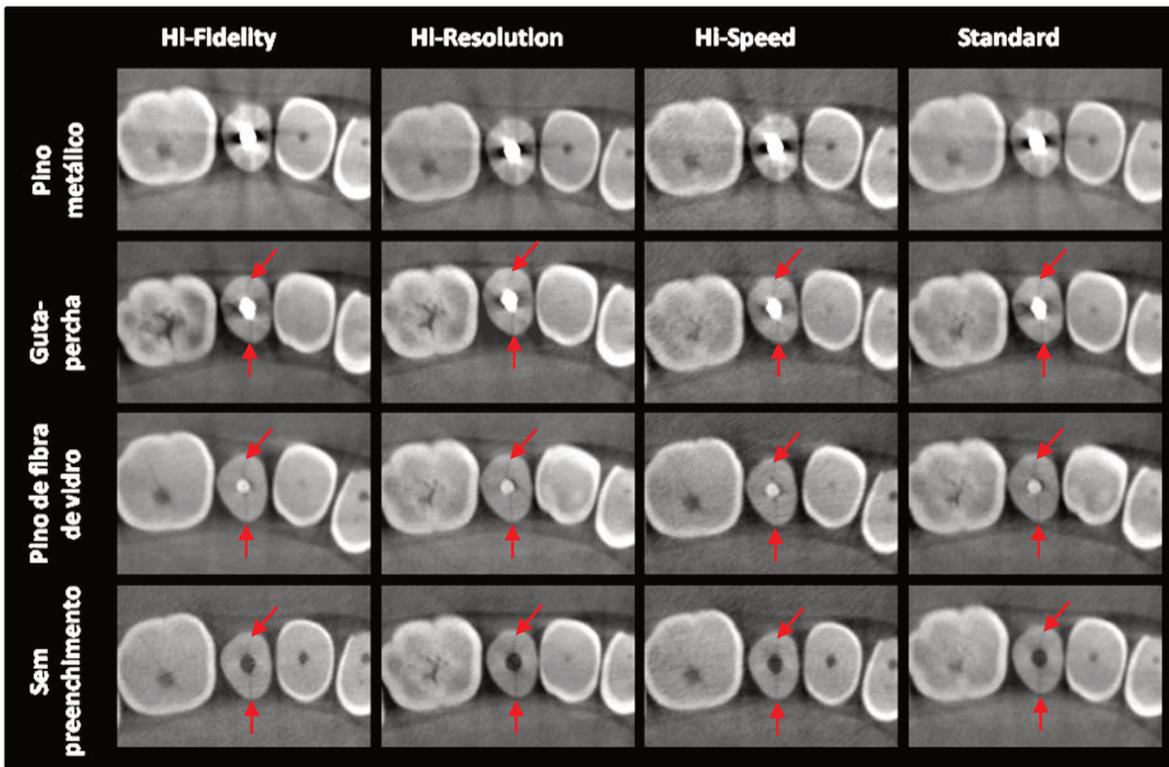


Figura 9. Cortes axiais evidenciando a fratura radicular completa (seta vermelha) nos tipos de escaneamento da TCFC, na presença de diferentes materiais intracanal. Na presença do pino metálico não foi possível detectar a fratura radicular.

Após a aquisição da imagem, no próprio *software* do sistema (i-Dixel Versão 2.1.5.0, J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão), o dente a ser avaliado foi posicionado (por meio da ferramenta de angulação) de forma que se obtivessem os cortes tomográficos paralelos aos seus longos eixos. Após esse procedimento, as imagens foram exportadas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

Avaliação das imagens

As imagens foram avaliadas por cinco radiologistas odontológicos, com experiência em TCFC, sem o conhecimento prévio dos tipos de escaneamento ou parâmetros de exposição. As avaliações foram realizadas em um ambiente com condições ideais de iluminação, por meio de um monitor médico de LCD 21.3”(Radioforce RX240 policromático, Eizo Nanão Corp., Japão) por meio do *software* ViewDEX[®] 2.40 (Viewer for Digital Evaluation of X-ray images) (Håkansson et al. 2010) (Figura 10) em que cada plano tomográfico (axial, sagital e coronal) foi analisado individualmente, com a possibilidade de utilização da ferramenta “zoom” e alteração do brilho e contraste da imagem. A imagem de cada dente foi classificada em uma escala de 5-pontos: (1) ausência de fratura radicular; (2) provável ausência de fratura radicular; (3) diagnóstico incerto; (4) provável presença de fratura radicular e (5) presença de fratura radicular. Adicionalmente, visando o diagnóstico de fratura radicular, a qualidade subjetiva da imagem foi classificada em: (1) muito ruim, (2) ruim, (3) aceitável, (4) boa e (5) excelente. Após 15 dias 20% da amostra foi reavaliada para se observar a reprodutibilidade intraexaminador.

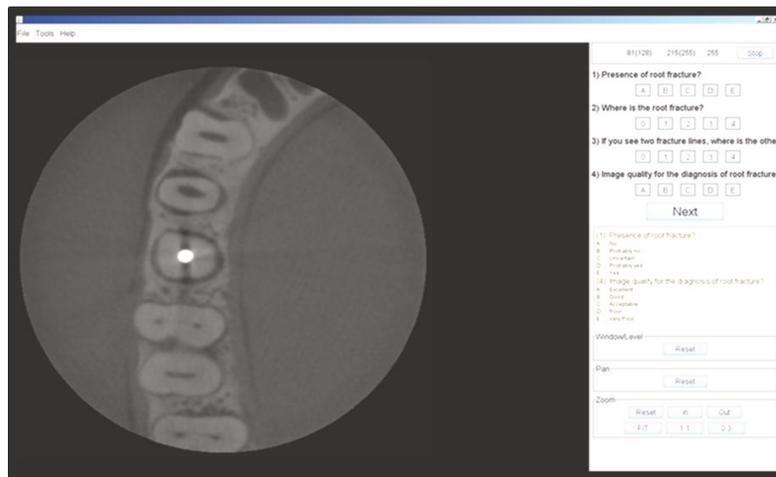


Figura 10. Dente controle ilustrando a avaliação das imagens no *software* ViewDEX®.

Dosimetria

Um físico, especialista em dosimetria, mensurou os valores do produto dose-área (“*Dose area-product*”, DAP) utilizando uma câmara de ionização de transmissão de placa plano-paralela (VacuTec, tipo 70157, número de série 0300176; RTI Electronics), cobrindo totalmente o feixe de radiação e conectado a um eletrômetro (Doseguard 100, número de série 1276; RTI Electronics) (Figura 11).



Figura 11. (A) Câmara de ionização posicionada na saída do feixe de raios X. (B) Vista aproximada. (C) Eletrômetro para a leitura dos valores de DAP.

Os valores obtidos foram corrigidos de acordo com o tipo de radiação utilizada, bem como em relação a diminuição da dose para o paciente provocada pela atenuação da câmara de ionização em si. Não foram efetuadas correções para a temperatura ambiente e pressão atmosférica. Os valores de DAP foram medidos duas ou três vezes ao dia para controle da precisão dos instrumentos de medição, utilizando os parâmetros de exposição propostos neste estudo, variando o tempo de exposição em cada tipo de escaneamento (Tabela 2).

Tabela 2. Dosimetria em cada tipo de escaneamento da TCFC.

Tipo de escaneamento	Tempo de exposição (s)	Valores DAP (mGy.cm²)
<i>Hi-Fi</i>	30.8	615
<i>Hi-Res</i>	30.8	615
<i>Hi-Speed</i>	10.5	210
<i>Standard</i>	17.5	350

DAP. Produto dose-área (*dose area product*).

Análise estatística

Os dados foram analisados por meio do *software* SAS[®] (Versão 9.1.3; SAS Institute Inc., Cary, NC, EUA). O coeficiente kappa ponderado foi utilizado para avaliar a reprodutibilidade intra e interexaminador (0.00-0.20, pobre; 0.21-0.40, razoável; 0.41-0.60, moderada; 0.61-0.80, substancial; 0.81-1.00, boa) (Landis & Koch, 1977).

A área sob a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) foi calculada para avaliar a relação entre a sensibilidade e especificidade obtidas com os diferentes tipos de escaneamento para o diagnóstico de fratura radicular completa e incompleta (*web-based calculator for ROC curves*; Johns Hopkins University, Baltimore, MD, EUA). Os valores de diagnóstico para cada tipo de escaneamento e material intracanal testados foram calculados e os valores das áreas sob a curva ROC foram comparados utilizando o modelo de análise de variância (ANOVA) dois critérios e teste *post hoc* de Tukey. Para a avaliação da qualidade subjetiva da imagem nos diferentes tipos de escaneamento e materiais intracanal também foi aplicado modelo de ANOVA dois critério e teste *post hoc* de Tukey. Para ambas as análises, o nível de significância adotado foi de 5%.

5. RESULTADOS

Reprodutibilidade intra e interexaminador

Na tabela 3 estão apresentados os dados referentes à reprodutibilidade intra e interexaminador na presença de diferentes materiais intracanal. Pode-se observar que a reprodutibilidade interexaminador foi razoável para o grupo pino metálico; razoável a moderada para o grupo guta-percha; e substancial a boa para os grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento. A reprodutibilidade intraexaminador foi substancial para o grupo pino metálico; substancial a boa para o grupo guta-percha; e boa para os grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento.

Tabela 3. Reprodutibilidade intra e interobservador (Coeficiente kappa ponderado) quando na presença de diferentes materiais intracanal.

Material intracanal																					
		Pino Metálico					Guta-percha					Pino de fibra de vidro					Sem preenchimento				
Obs	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	
1	0.66	0.33	0.38	0.21	0.32	0.82	0.44	0.39	0.56	0.47	0.89	0.85	0.83	0.78	0.78	0.89	0.82	0.81	0.79	0.83	
2		0.70	0.29	0.34	0.36		0.83	0.35	0.38	0.51		0.98	0.84	0.78	0.74		0.98	0.83	0.86	0.79	
3			0.72	0.27	0.39			0.76	0.42	0.48			0.98	0.87	0.72				0.97	0.92	0.87
4				0.62	0.27				0.87	0.42				0.88	0.75					0.95	0.80
5					0.68					0.79					0.90						0.91

Fratura radicular completa

No gráfico 1 e na tabela 4 estão sumarizados, respectivamente, os valores das áreas sob a curva ROC e dos testes diagnósticos (sensibilidade, especificidade e acurácia) nos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular completa utilizando-se diferentes materiais intracanal. Em todos os tipos de escaneamento da TCFC,

os valores de sensibilidade, especificidade, acurácia e das áreas sob a curva ROC foram menores no grupo pino metálico, sendo significativamente maiores nos grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento. Valores intermediários foram observados no grupo guta-percha. Independente do material intracanal, pôde-se observar que os valores dos testes diagnósticos e das áreas sob a curva ROC foram similares entre os diferentes tipos de escaneamento da TCFC.

Gráfico 1. Áreas sob a curva ROC dos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular completa em diferentes materiais intracanal.

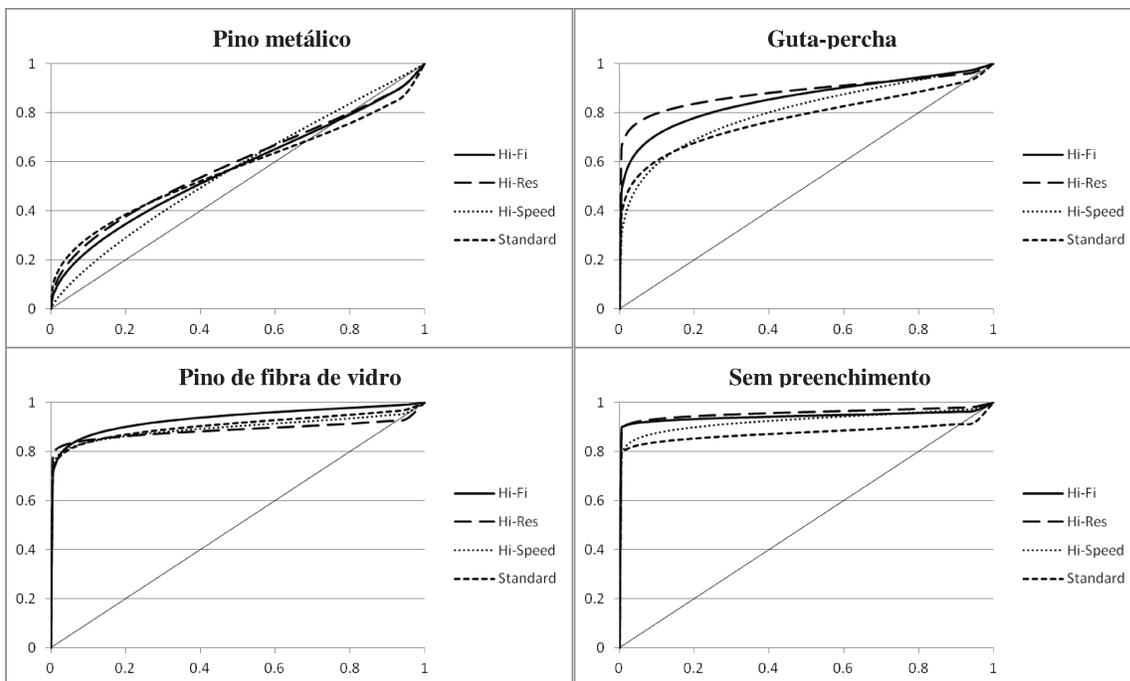


Tabela 4. Valores dos testes diagnósticos nos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular completa em diferentes materiais intracanal.

Tipos de escaneamento	Material intracanal	Sensibilidade	Especificidade	Acurácia
<i>Hi-Fi</i>	Pino metálico	0.50	0.58	0.54
	Guta-percha	0.74	0.76	0.75
	Pino de fibra de vidro	0.88	0.84	0.86
	Sem preenchimento	0.92	0.90	0.91
<i>Hi-Res</i>	Pino metálico	0.50	0.62	0.56
	Guta-percha	0.82	0.72	0.77
	Pino de fibra de vidro	0.82	0.90	0.86
	Sem preenchimento	0.92	0.92	0.92
<i>Hi-Speed</i>	Pino metálico	0.54	0.58	0.56
	Guta-percha	0.74	0.66	0.70
	Pino de fibra de vidro	0.86	0.88	0.87
	Sem preenchimento	0.86	0.86	0.86
<i>Standard</i>	Pino metálico	0.50	0.68	0.59
	Guta-percha	0.70	0.66	0.68
	Pino de fibra de vidro	0.86	0.78	0.82
	Sem preenchimento	0.84	0.84	0.84

Na tabela 5 podem ser observadas as médias das áreas sob a curva ROC para cada tipo de escaneamento da TCFC e material intracanal. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas quando comparadas as áreas sob a curva ROC nos diferentes tipos de escaneamento da TCFC, independente do material intracanal.

Quando comparados os valores das áreas sob a curva ROC na presença dos diferentes materiais intracanal, considerando o mesmo tipo de escaneamento da TCFC, pôde-se observar que o grupo pino metálico diferiu estatisticamente dos demais grupos em todos os tipos de escaneamento. O grupo guta-percha não diferiu estatisticamente dos grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento apenas nos protocolos Hi-Res e Hi-Fi. Além disso, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento em todos os tipos de escaneamento (Tabela 5).

Tabela 5. Valores das médias das áreas sob a curva ROC e desvio-padrão () nos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular completa em diferentes materiais intracanal.

Tipo de escaneamento	Pino metálico	Guta-percha	Pino de fibra de vidro	Sem preenchimento
<i>Hi-Fi</i>	0.57 (0.08)aB	0.84 (0.08)aA	0.93 (0.02)aA	0.95 (0.03)aA
<i>Hi-Res</i>	0.59 (0.09)aB	0.88 (0.07)aA	0.90 (0.07)aA	0.96 (0.04)aA
<i>Hi-Speed</i>	0.56 (0.09)aC	0.79 (0.07)aB	0.90 (0.06)aA	0.92 (0.02)aA
<i>Standard</i>	0.58 (0.10)aC	0.77 (0.08)aB	0.90 (0.06)aA	0.90 (0.04)aA

Letras minúsculas – Diferenças estatísticas de acordo com o tipo de escaneamento da TCFC.
Letras maiúsculas – Diferenças estatísticas de acordo com o material intracanal.

Fratura radicular incompleta

No gráfico 2 e na tabela 6 estão sumarizados, respectivamente, os valores das áreas sob a curva ROC e dos testes diagnósticos (sensibilidade, especificidade e acurácia) nos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular incompleta utilizando-se diferentes materiais intracanal. Nos tipos de escaneamento da TCFC, valores de sensibilidade, especificidade, acurácia e das áreas sob a curva ROC foram menores para os grupos pino metálico e guta-percha, sendo maiores no grupo sem preenchimento. Valores intermediários foram obtidos no grupo pino de fibra de vidro. Independente do material intracanal pôde-se observar que os valores dos testes diagnósticos foram similares entre os diferentes tipos de escaneamento da TCFC. Além disso, observaram-se menores valores dos testes diagnósticos e das áreas sob a curva ROC em relação aos obtidos no grupo fratura radicular completa para todos os tipos de escaneamento da TCFC.

Gráfico 2. Áreas sob a curva ROC dos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular incompleta em diferentes materiais intracanal.

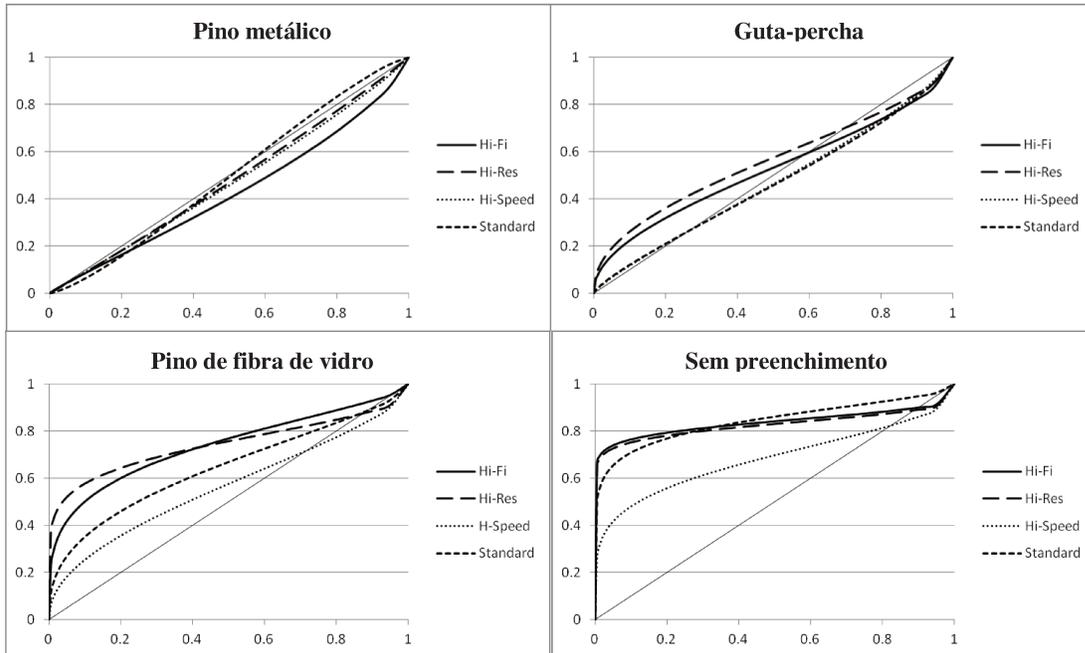


Tabela 6. Valores dos testes diagnósticos nos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular incompleta em diferentes materiais intracanal.

Tipo de escaneamento	Material intracanal	Sensibilidade	Especificidade	Acurácia
<i>Hi-Fi</i>	Pino metálico	0.28	0.58	0.43
	Guta-percha	0.38	0.76	0.57
	Pino de fibra de vidro	0.60	0.84	0.72
	Sem preenchimento	0.76	0.90	0.83
<i>Hi-Res</i>	Pino metálico	0.36	0.62	0.49
	Guta-percha	0.34	0.72	0.53
	Pino de fibra de vidro	0.56	0.90	0.73
	Sem preenchimento	0.74	0.92	0.83
<i>Hi-Speed</i>	Pino metálico	0.36	0.58	0.47
	Guta-percha	0.36	0.66	0.51
	Pino de fibra de vidro	0.58	0.87	0.72
	Sem preenchimento	0.52	0.86	0.69
<i>Standard</i>	Pino metálico	0.36	0.68	0.52
	Guta-percha	0.26	0.66	0.46
	Pino de fibra de vidro	0.48	0.78	0.63
	Sem preenchimento	0.76	0.84	0.80

Na tabela 7, podem ser observadas as médias das áreas sob a curva ROC para cada tipo de escaneamento da TCFC e material intracanal. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas quando comparadas as áreas sob a curva ROC entre tipos de escaneamento da TCFC nos grupos pino metálico e guta-percha. Para os grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento, o protocolo Hi-Speed diferiu estatisticamente dos demais tipos de escaneamento, com valores inferiores.

Quando comparados os valores das áreas sob a curva ROC na presença dos diferentes materiais intracanal, considerando o mesmo tipo de escaneamento da TCFC, observou-se que os grupos pino metálico e guta-percha diferiram estatisticamente dos grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento em todos os tipos de escaneamento. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos pino metálico e guta-percha em todos os tipos de escaneamento. Já entre os grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento foi observada diferença estatisticamente significativa apenas no protocolo Hi-Speed (Tabela 7).

Tabela 7. Valores das médias das áreas sob a curva ROC e desvio-padrão () nos tipos de escaneamento da TCFC para o diagnóstico de fratura radicular incompleta em diferentes materiais intracanal.

Tipo de escaneamento	Pino metálico	Guta-percha	Pino de fibra de vidro	Sem preenchimento
<i>Hi-Fi</i>	0.43 (0.15)aB	0.54 (0.14)aB	0.74 (0.07)aA	0.86 (0.05)aA
<i>Hi-Res</i>	0.48 (0.13)aB	0.57 (0.06)aB	0.75 (0.06)aA	0.85 (0.01)aA
<i>Hi-Speed</i>	0.47 (0.11)aC	0.48 (0.07)aC	0.65 (0.04)bB	0.68 (0.11)bA
<i>Standard</i>	0.50 (0.06)aB	0.47(0.05)aB	0.72(0.09)aA	0.85 (0.05)aA

Letras minúsculas – Diferenças estatísticas de acordo com o tipo de escaneamento da TCFC.

Letras maiúsculas – Diferenças estatísticas de acordo com o material intracanal.

Qualidade subjetiva da imagem

Pôde-se observar que, independente do material intracanal, as menores médias de qualidade subjetiva da imagem foram atribuídas ao protocolo Hi-Speed e as maiores ao Hi-Fi e Hi-Res. Valores intermediários foram obtidos ao protocolo Standard. Nos grupos pino metálico e guta-percha não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os tipos de escaneamento da TCFC, à exceção do protocolo Hi-Speed. Nos grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os protocolos Hi-Fi e Hi-Res. O protocolo Hi-Fi, entretanto, diferiu significativamente do Standard. Além disso, o protocolo Hi-Speed diferiu estatisticamente dos demais tipos de escaneamento (Tabela 8).

Quando comparadas as médias de qualidade subjetiva da imagem na presença dos diferentes materiais intracanal, considerando o mesmo tipo de escaneamento, não foram

observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos pino metálico e guta-percha. Também não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos pino de vidro e sem preenchimento. Especificamente para o protocolo Hi-Speed, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes materiais intracanal (Tabela 8).

Tabela 8. Valores das médias e desvio-padrão () da qualidade subjetiva da imagem nos tipos de escaneamento da TCFC em diferentes materiais intracanal.

Tipo de escaneamento	Pino metálico	Guta-percha	Pino de fibra de vidro	Sem preenchimento
<i>Hi-Fi</i>	2.40 (0.24)aB	2.56 (0.34)aB	2.96 (0.36)aA	3.15 (0.45)aA
<i>Hi-Res</i>	2.42 (0.39)aB	2.58 (0.30)aB	2.84 (0.33)abA	3.08 (0.37)abA
<i>Hi-Speed</i>	2.09 (0.26)bB	1.94 (0.28)bB	2.08 (0.43)cB	2.16 (0.43)cB
<i>Standard</i>	2.38 (0.36)aB	2.42 (0.29)aB	2.67(0.32)bA	2.84 (0.40)bA

Letras minúsculas – Diferenças estatísticas de acordo com o tipo de escaneamento da TCFC.

Letras maiúsculas – Diferenças estatísticas de acordo com o material intracanal.

6. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência dos tipos de escaneamento da TCFC no diagnóstico de fraturas radiculares com e sem deslocamento de fragmentos. Essa é uma complicação comum, especialmente em dentes com tratamento endodôntico e protético, situação em que a TCFC afigura-se como uma alternativa para avaliação e diagnóstico.

Estudos *in vitro* mostraram que as fraturas radiculares podem ser induzidas por meio de força mecânica com o auxílio de um martelo/chave de fenda/parafuso (Ikubo et al. 2009; Hassan et al. 2009; Kamburoğlu et al. 2009; Wenzel et al. 2009; Hassan et al. 2010; Kamburoğlu et al. 2010; Melo et al. 2010; Özer 2010; Costa et al. 2011; Özer 2011; Costa et al. 2012; da Silveira et al. 2012; Gunduz et al. 2012; Khedmat et al. 2012; Ferreira et al. 2013), sendo os fragmentos reposicionados e colados. De acordo com Patel et al. (2013), não é possível induzir consistentemente uma fratura incompleta (<150µm) por meio dessas técnicas; pelo contrário, as fraturas seriam muito mais largas (>200µm), sendo mais facilmente detectadas. Assim como em estudos anteriores (Varshosaz et al. 2010; Kamburton et al. 2012; Patel et al. 2013), optou-se por utilizar a máquina de ensaio universal, pois, devido à precisão no controle da força aplicada sobre a raiz, pôde-se produzir fraturas radiculares incompletas.

É possível observar que, em pesquisas *in vitro* envolvendo a TCFC, ainda não está totalmente estabelecido um protocolo para simulação e atenuação dos tecidos moles. Nos estudos sobre fratura radicular, tal simulação já foi realizada inserindo-se a mandíbula em uma caixa de poliestireno contendo água no seu interior (Costa et al. 2010; Costa et al. 2012) ou cobrindo a mandíbula com diferentes espessuras de cera dental (Hassan et al.

2009; Hassan et al. 2010; Melo et al. 2010; Özer et al. 2010; Varshosaz et al. 2010; Özer et al. 2011; Gunduz et al. 2012). Em alguns estudos não houve qualquer simulação dos tecidos moles (Kamburoğlu et al. 2009; Wenzel et al. 2009; Kamburoğlu et al. 2010).

No presente estudo optou-se por simular e atenuar os tecidos moles inserindo-se a mandíbula em uma caixa plástica (com tamanho similar à cabeça humana) com três vértebras cervicais (da primeira à terceira) (Katsumata et al. 2007; Shelley et al. 2011). Tal configuração foi utilizada para reproduzir uma situação clínica mais real em que, de acordo com Sandborg et al. (1993), a água é considerada um material equivalente aos tecidos moles em estudos com *phantoms*. Adicionalmente, foi colocada uma lâmina de cera dental cobrindo toda a mandíbula, para evitar o contato entre a água e o dente fraturado, pois no estudo piloto prévio observou-se que a água, quando em contato por muito tempo com o dente, poderia alterar a espessura da fratura radicular.

Segundo as diretrizes do SEDENTEXCT (2012), a utilização de protocolos de alta resolução na TCFC é apenas indicada em seletos casos de trauma dental (suspeita de fratura radicular), quando a radiografia intrabucal não fornecer adequada informação para o plano de tratamento. Vários estudos (Bornstein et al. 2009; Iikubo et al. 2009; Hassan et al. 2009; Wenzel et al. 2009; Bernardes et al. 2010; Kamburoglu et al. 2010; Ozer et al. 2010; Varshosaz et al. 2010; Wang et al. 2011; Gunduz et al. 2012; Khedmat et al. 2012; da Silveira et al. 2013; Patel et al. 2013) compararam a radiografia periapical e a TCFC no diagnóstico de fratura radicular, concluindo que a TCFC obteve uma melhor performance de diagnóstico que o exame bidimensional. No presente estudo decidiu-se não incluir radiografias periapicais, pois o objetivo principal foi avaliar a influência dos tipos de escaneamento da TCFC na detecção de fraturas radiculares completas e incompletas, na

presença de diferentes materiais intracanal. A detecção de fraturas radiculares incompletas é uma tarefa difícil, sendo o manejo clínico precoce muitas vezes baseado apenas em uma suspeita, ao invés de um diagnóstico definitivo (Kim et al. 2013). Mesmo nos exames por TCFC, em dentes com suspeita clínica, as linhas de fratura podem não ser visualizadas (Kajan & Taromsari 2012).

É importante selecionar os métodos de diagnóstico que empregam baixa dose de radiação para se obter um diagnóstico preciso, em função da condição clínica. A avaliação radiográfica deve ser o primeiro recurso de imagem para avaliar a presença de fraturas radiculares, devido a sua grande disponibilidade, baixo custo e menor dose de radiação. A variação da angulação horizontal deve ser uma abordagem complementar, se a suspeita de fratura radicular não foi confirmada na radiografia ortogonal. Se tanto os exames clínico quanto o radiográfico não foram capazes de proporcionar o diagnóstico preciso, a TCFC pode ser indicada como o método de imagem complementar, sendo o protocolo adotado dependente da condição radicular.

Atualmente pode-se observar uma grande variedade de aparelhos de TCFC, cada um com parâmetros de exposição específicos (mA, kV, tipo de escaneamento, grau de rotação do aparelho, FOV), tamanho do *voxel*, sensibilidade e tipo de detectores, o que pode influenciar no diagnóstico de fratura radicular. Já foi observado que tamanhos de *voxel* menores têm mostrado uma maior acurácia no diagnóstico de fratura radicular (Wenzel et al. 2009; Kamburoğlu et al. 2010; Melo et al. 2010; Özer et al. 2010; da Silveira et al. 2011). Gunduz et al. (2012) observaram que menores FOVs também influenciam positivamente no diagnóstico de fratura radicular.

Alguns aparelhos de TCFC permitem ao operador manipular o número de imagens base usadas na criação do “*raw data*”, através do ajuste da rotação do aparelho de TCFC, que pode ser fixa (NewTom 3G, Iluma, Galileos e Promax 3D) ou variável (i-CAT Next Generation, PreXion 3D e Accuitomo 170). Especificamente no 3D Accuitomo 170, a variação no número de imagens base pode também ser obtida quando utilizados os diferentes tipos de escaneamento. Estudos recentes comparando os graus de rotação (180° e 360°) da TCFC não encontraram diferenças estatisticamente significativas no diagnóstico de reabsorção radicular externa (Durack et al. 2010), lesão periapical (Lennon et al. 2011), fratura radicular (Bechara et al. 2013) ou mensuração óssea (Neves et al. 2012).

Atualmente, poucas são as informações disponíveis na literatura acerca dos tipos de escaneamento da TCFC. De acordo com o fabricante do 3D Accuitomo 170, o protocolo Hi-Fi possui um menor ruído, com melhor resolução de contraste, especialmente na periferia da imagem. O protocolo Hi-Res possui uma melhor resolução espacial quando utilizado o menor tamanho de *pixel* no detector *flat-panel*. Ambos os protocolos possuem o mesmo tempo de exposição, diferindo no número de *frames* e, conseqüentemente, no número de imagens base. O protocolo Hi-Speed possui o menor tempo de exposição, reduzindo-se assim o risco de artefatos de movimento, sendo indicado para exames em pacientes pediátricos. Já o protocolo Standard pode ser utilizado com FOVs limitados ou amplos.

No presente estudo não foram comparados diretamente os graus de rotação da TCFC, porém foi observado que o maior número de imagens base obtidas nos diferentes protocolos de escaneamento da TCFC - Hi-Fi (924 imagens base), Hi-Res (616 imagens base) e Standard (525 imagens base) - levou a um melhor desempenho de diagnóstico

apenas em casos de fratura radicular incompleta quando na ausência de materiais intracanal de alta densidade (grupos pino de fibra de vidro e sem preenchimento). Adicionalmente, uma maior qualidade subjetiva da imagem foi atribuída a esses três tipos de escaneamento, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre eles.

De acordo com Scarfe & Farman (2008), um maior número de imagens base fornece mais informações na reconstrução das imagens (obtendo-se uma maior resolução espacial e de contraste), aumenta a relação sinal-ruído, produzindo imagens “mais suaves”, e reduz a formação de artefatos de endurecimento do feixe. Porém, o maior número de imagens base também necessita de um maior tempo de escaneamento, dose de radiação e tempo de reconstrução primária da imagem.

Segundo Bechara et al. (2012), a presença de artefatos de endurecimento do feixe formados na presença de materiais metálicos causa uma redução na resolução de contraste. Com o aumento do número de imagens base, conseqüentemente aumenta-se a resolução de contraste, o que pode reduzir os efeitos dos artefatos de endurecimento do feixe na imagem. Para o diagnóstico de fraturas radiculares completas, utilizando-se guta-percha como material intracanal, os valores da área sob a curva ROC não diferiram estatisticamente entre os modos *full- e half-scan* da TCFC (Bechara et al. 2013). Sendo assim, corroborando com o presente estudo, foi observado que na presença de artefatos de endurecimento do feixe (grupos pino metálico e guta-percha), não houve diferenças estatisticamente significativas entre os tipos de escaneamento, portanto, não houve influência do número de imagens base, mas sim do artefato de endurecimento do feixe. Ou seja, pode-se observar que a presença do artefato de endurecimento do feixe degrada significativamente a imagem, dessa forma,

as diferenças relacionadas a qualidade de imagem entre diferentes tipos de escaneamento não influenciam no diagnóstico de fratura radicular.

No presente estudo pôde-se observar que, em todos os protocolos de escaneamento da TCFC, houve um pior desempenho no diagnóstico de fratura radicular completa e incompleta para grupo pino metálico, e para o grupo guta-percha, apenas no diagnóstico de fratura radicular incompleta. Isso pode ter ocorrido devido à reconstrução da imagem ser baseada no grau de atenuação do feixe de radiação, que depende do número atômico de cada tecido ou material. Metais com alto número atômico podem absorver os fótons de baixa energia, acarretando em uma maior perda de dados no processo de reconstrução da imagem, resultando na formação de artefatos de endurecimento do feixe (Schulze et al. 2011).

De modo geral, artefatos são induzidos por discrepâncias entre as reais condições físicas e a formatação matemática utilizada para fazer a reconstrução em três dimensões (Schulze et al. 2011). Os artefatos nas imagens de TCFC surgem da natureza policromática inerente à projeção do feixe de raios X, que resulta no que é conhecido como endurecimento do feixe, que significa o aumento da energia média do feixe devido à absorção dos fótons de baixa energia. Isto resulta na formação de dois tipos de artefatos: distorção de estruturas metálicas devido à absorção diferencial (*cupping artifacts*) e estrias e bandas hipodensas entre dois objetos de alta radiodensidade (*streaking artifacts*) (Scarfe & Farman 2008).

Na TCFC, a kV tem um papel importante na produção de artefatos de endurecimento do feixe, devido à influência na energia dos fótons, e a mA na formação do ruído, devido à influência na quantidade dos fótons, sendo recomendados exames que

utilizem protocolos de alta dose de radiação para reduzir seus efeitos (Schulze et al. 2010; Chindasombatjaroen et al. 2011; Pauwels et al. 2013). Além disso, outros fatores que influenciam na formação dos artefatos são o grau de rotação do aparelho (180° ou 360°), o FOV, o tempo de exposição e o tipo de algoritmo usado no processamento de dados (Draenert et al. 2007; Hunter & McDavid 2009; Esmaceli et al. 2012; Pauwels et al. 2013).

Os tipos de escaneamento da TCFC dependem de uma combinação entre o tempo de exposição e o número de imagens base associadas à geometria da exposição, principalmente quando a exposição é contínua. No NewTom 5G (Quantitative Radiology, Verona, Itália) existe a opção de escaneamento padrão (Standard) e uma adicional (Boosted) que, por sua vez, aumenta o tempo de exposição ao paciente para se reduzir o ruído da imagem, aumentando assim a relação sinal-ruído (Parsa et al. 2012). Especificamente para o 3D Accuitomo 170, os protocolos Hi-Fi e Hi-Res determinam uma maior dose de radiação, mas com um menor nível de ruído na imagem. No entanto, aumentar a resolução espacial e relação sinal-ruído pode exacerbar a influência de artefatos causados por materiais metálicos, resultando em uma pior qualidade subjetiva da imagem (Schulze et al. 2011).

No presente estudo, pôde-se observar que, independente do tipo de material intracanal, obteve-se uma redução na qualidade subjetiva da imagem quando o escaneamento foi realizado no protocolo Hi-Speed, sendo observada diferença estatisticamente significativa em relação aos outros protocolos. Apesar da menor qualidade subjetiva da imagem, tal protocolo gera um menor tempo de exposição (10 segundos), resultando numa menor dose de radiação e reduzindo a possibilidade de formação de artefatos de movimento durante o escaneamento.

Hassan et al. (2012) compararam os protocolos Standard e Hi-Fi na avaliação subjetiva da visibilidade do canal radicular e não observaram diferenças estatisticamente significativas entre eles. Tal resultado corrobora com os resultados do presente estudo, visto que também não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os dois protocolos, quando não utilizados material intracanal.

Na prática clínica não é possível diferenciar se a fratura radicular possui ou não deslocamento de fragmento, portanto acredita-se que, de acordo com os resultados encontrados, os tipos de escaneamento da TCFC devem ser selecionados de acordo com o material intracanal. Foi possível observar que na presença de materiais com maior densidade física (pino metálico e guta-percha) houve uma degradação maior da imagem, devido à formação de artefatos de endurecimento do feixe; assim, os tipos de escaneamento da TCFC não influenciaram no diagnóstico de fratura radicular. Todavia, na presença de materiais de baixa densidade física (pino de fibra de vidro) ou na ausência de qualquer material intracanal, foi observado um melhor desempenho de diagnóstico nos protocolos Hi-Fi, Hi-Res e Standard, especialmente nos casos de fratura radicular incompleta.

Assim como Hassan et al. (2009) e Kamburoğlu et al. (2010), o presente estudo avaliou-se fraturas radiculares com deslocamento de fragmentos, que são mais facilmente detectadas, proporcionando maiores valores de sensibilidade, especificidade, acurácia e área sob a curva ROC. Adicionalmente, a proposta do presente estudo também foi avaliar fraturas sem deslocamento de fragmentos, que são dificilmente detectadas em radiografias periapicais digitais (da Silveira et al. 2012, Patel et al. 2013), sendo menos associadas a bolsas periodontais profundas e fístulas. Portanto, para o presente estudo foi fundamental

que as reais fraturas incompletas fossem induzidas, ao invés de reposicionar os fragmentos de uma fratura completa.

Patel et al. (2013) avaliaram por meio da TCFC fraturas radiculares completas e incompletas na presença de guta-percha como material endodôntico. Foram observados menores valores das áreas sob a curva ROC para fraturas radiculares completas e incompletas (0.520 e 0.406, respectivamente), quando comparados aos do presente estudo (0.77 e 0.47, respectivamente) para o mesmo tipo de escaneamento da TCFC (Standard). Ambos os estudos utilizaram o mesmo aparelho de TCFC e as fraturas radiculares foram realizadas com uma metodologia similar. Apesar disso, a diferença nos resultados pode ser justificada pela menor miliamperagem (3 mA) utilizada no estudo de Patel et al. (2013). Qualquer redução na mA pode causar aumento do ruído da imagem, o que pode eventualmente afetar negativamente no diagnóstico (Neves et al. 2012). Além disso, outro fator que pode ter influenciado nos resultados foi em relação a experiência profissional do avaliador. No presente estudo foram utilizados apenas radiologistas, já no estudo de Patel et al. (2013) foram utilizados como avaliadores radiologistas e endodontistas. Entretanto, mais estudos avaliando a influência dos parâmetros de exposição/tipo de avaliador para o diagnóstico de fratura radicular são necessários.

Em relação à dosimetria em TCFC, ainda persiste a dúvida de como se obter a dose efetiva. Tradicionalmente, uma maneira de se determinar a dose efetiva é através da mensuração órgão-dose utilizando TLDs; porém, é um método laborioso e demorado, sem nenhuma padronização relativa ao número e localização dos pontos a serem mensurados (Lofthag-Hansen et al. 2008), podendo os dosímetros ter uma baixa reprodutibilidade (principalmente aqueles posicionados sobre a pele) (Ludlow et al. 2006). Além disso, a

escolha dos fatores de ponderação para os órgãos radiosensíveis (a exemplo das glândulas salivares) ainda é incerto, especialmente quando apenas uma parte ou um lado do órgão é irradiado (Thilander-Klang & Helmrot 2010).

Existem dois índices que podem ser utilizados para dosimetria em tomografia computadorizada: índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) e valores de DAP. O CTDI mensura o valor de dose do centro do corte irradiado resultante, quando a dose de radiação absorvida estiver em perfil retangular de largura igual à espessura de corte. A partir dos valores de CTDI, é possível realizar o cálculo do produto dose-comprimento (DLP). Já o DAP mensura toda a radiação emitida pela ampola de raios X e que atinge o paciente durante a realização do exame (Thilander-Klang & Helmrot 2010). Em relação ao aparelho de TCFC utilizado no presente estudo, os valores de CTDI são fornecidos após a escolha dos parâmetros de exposição. Já os valores de DAP foram mensurados com o auxílio de uma câmara de ionização.

Lofthag-Hansen et al. (2008) determinaram a dose efetiva de dois aparelhos de TCFC (3D Accuitomo 170 e 3D Accuitomo FPD) por meio dos valores de CTDI e DAP. Observou-se que os valores de CTDI não foram confiáveis para o cálculo da dose efetiva, sendo utilizados os valores de DAP. Portanto, para o presente estudo, foram descartados os valores de CTDI e calculados os valores de DAP. Os valores de DAP evidenciam que a dose emitida pelo aparelho de TCFC esteve diretamente relacionada ao tempo de exposição de cada tipo de escaneamento. Observou-se maiores valores de DAP nos protocolos Hi-Res e Hi-Fi, devido ao maior tempo de exposição (30.8 s) utilizado.

Uma das únicas recomendações fornecidas pelas diretrizes do SEDENTEXCT (2012) refere-se a utilização de 250 mGy.cm² como dose de TCFC aceitável para a

avaliação pré-operatória de implantes dentários na região de primeiro molar superior em um indivíduo adulto. Portanto, a região escaneada e a finalidade de diagnóstico são diferentes em relação ao presente estudo. O presente estudo apresentou os valores de DAP escaneando-se a região de pré-molares inferiores, visando o diagnóstico de fratura radicular. A resolução espacial das imagens pode ser um fator importante na escolha dos parâmetros de exposição para a tarefa de diagnóstico específica. Deve-se maximizar a informação de diagnóstico da TCFC, minimizando a exposição ao paciente.

Balanceando a relação entre a dose de radiação e o diagnóstico de fraturas radiculares completas e incompletas, observou-se no presente estudo que o protocolo Standard deve ser utilizado na presença de pino de fibra de vidro ou ausência de material intracanal. Já o protocolo Hi-Speed deve ser utilizado na presença do pino metálico ou guta-percha, devido a menor dose de radiação, visto que não houve diferenças entre os tipos de escaneamento da TCFC.

Existem algumas limitações para um estudo *in vitro*, uma vez que apenas a TCFC foi avaliada, não sendo considerados os parâmetros clínicos (dor, aumento de volume local, mobilidade dentária, bolsa periodontal, presença de fístula, abscesso e sensibilidade à palpação ou percussão) e radiográficos indiretos (aumento do espaço do ligamento periodontal, rarefação óssea periapical, presença de área radiolúcida apical e/ou perirradicular e perda óssea angular difusa ou bem definida), que podem ajudar no diagnóstico final. Além disso, pesquisas com dentes multirradiculares, diferentes materiais/cimentos endodônticos e outros aparelhos de TCFC são necessários.

7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos pôde-se concluir que:

- Os tipos de escaneamento da TCFC influenciaram apenas no diagnóstico de fratura radicular incompleta, onde o protocolo Hi-Speed diferiu dos demais. Já em relação à presença e tipo de material intracanal, houve significativa influência para diagnóstico de fratura radicular, principalmente nos grupos pino metálico e guta-percha.

- No intuito de se obter protocolos de baixa dose (balanceando dose de radiação com o diagnóstico de fratura radicular), o protocolo Standard é indicado na presença de pino de fibra de vidro ou na ausência de material intracanal. Já que na presença de pino metálico e guta-percha não houve diferenças entre os tipos de escaneamento, o protocolo Hi-Speed é indicado devido a menor dose de radiação.

- Independente do material intracanal, as menores médias de qualidade subjetiva da imagem foram atribuídas ao protocolo Hi-Speed e as maiores aos protocolos Hi-Fi e Hi-Res. Pôde-se observar que a qualidade subjetiva de imagem não corroborou os resultados obtidos para o diagnóstico de fratura radicular.

REFERÊNCIAS*

1. Bechara B, McMahan C, S Moore W, Noujeim M, Geha H, B Teixeira F. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *J Oral Sci.* 2012; 54(3): 227-32.
2. Bechara B, McMahan CA, Nasseh I, Geha H, Hayek E, Khawam G, Raad M, Noujeim M. Number of basis images effect on detection of root fractures in endodontically treated teeth using a cone beam computed tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 115(5): 676-81.
3. Bernardes RA, de Moraes IG, Húngaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108(2): 270-7.
4. Bornstein MM, Wölner-Hanssen AB, Sendi P, von Arx T. Comparison of intraoral radiography and limited cone beam computed tomography for the assessment of root-fractured permanent teeth. *Dent Traumatol.* 2009; 25(6): 571-7.
5. Carrafiello G, Dizonno M, Colli V, Strocchi S, Pozzi Taubert S, Leonardi A, Giorgianni A, Barresi M, Macchi A, Bracchi E, Conte L, Fugazzola C. Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. *Radiol Med.* 2010; 115(4): 600-11.
6. Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth: a survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 87(4): 504-7.

7. Chindasombatjaroen J, Kakimoto N, Murakami S, Maeda Y, Furukawa S. Quantitative analysis of metallic artifacts caused by dental metals: comparison of cone-beam and multi-detector row CT scanners. *Oral Radiol.* 2011; 27: 114-20.
8. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MG. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. *J Endod.* 2011; 37(10): 1456-9.
9. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Pinheiro LR, Tortamano IP, Cavalcanti MG. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. *J Endod.* 2012; 38(6): 856-9.
10. da Silveira PF, Vizzotto MB, Liedke GS, da Silveira HL, Montagner F, da Silveira HE. Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dent Traumatol.* 2013; 29(1): 41-6.
11. Davies J, Johnson B, Drage N. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(1): 30-6.
12. Dawood A, Brown J, Sauret-Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(1): 70-4.
13. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos Kde F, Neves FS, Melo SL, Campos PS, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 115(1): 121-7.

14. Draenert FG, Coppentrath 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; 36(4): 198-203.
15. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J.* 2011; 44(2): 136-47.
16. Edlund M, Nair MK, Nair UP. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. *J Endod.* 2011; 37(6): 768-72.
17. Eng J. ROC analysis: web-based calculator for ROC curves; updated 2006. Baltimore (MD): Johns Hopkins University. Available at: <http://www.rad.jhmi.edu/roc>.
18. 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; 6(2): 49-53.
19. Farman AG. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005; 100(4): 395-7.
20. Fayad MI, Ashkenaz PJ, Johnson BR. Different representations of vertical root fractures detected by cone-beam volumetric tomography: a case series report. *J Endod.* 2012; 38(10): 1435-42.
21. Ferreira RI, Bahrami G, Isidor F, Wenzel A, Haiter-Neto F, Groppo FC. Detection of vertical root fractures by cone-beam computerized tomography in endodontically treated teeth with fiber-resin and titanium posts: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 115(1): e49-57.

22. Gunduz K, Avsever H, Orhan K, Çelenk P, Ozmen B, Cicek E, Egrioglu E, Karaçaylı Ü. Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of vertical root fractures: an in vitro study. *Oral Radiol.* 2013; 29(1): 6-12.
23. Håkansson M, Svensson S, Zachrisson S, Svalkvist A, Båth M, Månsson LG. VIEWDEX: an efficient and easy-to-use software for observer performance studies. *Radiat Prot Dosimetry.* 2010; 139(1-3): 42-51.
24. Hashem D, Brown JE, Patel S, Mannocci F, Donaldson AN, Watson TF, Banerjee A. An In Vitro Comparison of the Accuracy of Measurements Obtained from High- and Low-resolution Cone-beam Computed Tomography Scans. *J Endod.* 2013; 39(3): 394-7.
25. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod.* 2009; 35(5): 719-22.
26. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod.* 2010; 36(1): 126-9.
27. Hassan B, Payam J, Juyanda B, van der Stelt P, Wesselink P. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(8): 645-8.
28. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141 Suppl 3: 3S-6S.
29. Health Protection Agency Recommendations for the design of X-ray facilities and quality assurance of dental Cone Beam CT (Computed tomography) systems HPA-RPD-065 Holroyd JR & Walker A. Chilton: Health Protection Agency, 2010.

30. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(5): 268-73.
31. Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(3): 217-23.
32. Iikubo M, Kobayashi K, Mishima A, Shimoda S, Daimaruya T, Igarashi C, Imanaka M, Yuasa M, Sakamoto M, Sasano T. Accuracy of intraoral radiography, multidetector helical CT, and limited cone-beam CT for the detection of horizontal tooth root fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108(5): e70-4.
33. Jeong DK, Lee SC, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC. Comparison of effective dose for imaging of mandible between multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Sci Dent.* 2012; 42(2): 65-70.
34. Kajan ZD, Taromsari M. Value of cone beam CT in detection of dental root fractures. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(1): 3-10.
35. Kambungton J, Janhom A, Prapayastok S, Pongsiriwet S. Assessment of vertical root fractures using three imaging modalities: cone beam CT, intraoral digital radiography and film. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(2): 91-5.
36. Kamburoğlu K, Ilker Cebeci AR, Gröndahl HG. Effectiveness of limited cone-beam computed tomography in the detection of horizontal root fracture. *Dent Traumatol.* 2009; 25(3): 256-61.
37. Kamburoğlu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Horasan S. Detection of vertical root fracture using cone-beam computerized tomography: an in vitro assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109(2): e74-81.

38. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 101(5): 652-7.
39. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104(6): 829-36.
40. Khedmat S, Rouhi N, Drage N, Shokouhinejad N, Nekoofar MH. Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. *Int Endod J.* 2012; 45(11): 1004-9.
41. Kim SY, Kim SH, Cho SB, Lee GO, Yang SE. Different Treatment Protocols for Different Pulpal and Periapical Diagnoses of 72 Cracked Teeth. *J Endod.* 2013; 39(4): 449-52.
42. Klinke T, Daboul A, Maron J, Gredes T, Puls R, Jaghsi A, Biffar R. Artifacts in magnetic resonance imaging and computed tomography caused by dental materials. *PLoS One.* 2012; 7(2): e31766.
43. Kositbowornchai S, Nuansakul R, Sikram S, Sinahawattana S, Saengmontri S. Root fracture detection: a comparison of direct digital radiography with conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2001; 30(2): 106-9.
44. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(2): 317-27.

45. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977; 33(1): 159-74.
46. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. *Int Endod J*. 2011; 44(12): 1118-27.
47. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008; 37(2): 72-9.
48. Lofthag-Hansen S, Gröndahl K, Ekestubbe A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009; 11(3): 246-55.
49. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol*. 2011; 80(2): 483-8.
50. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrichts I, van Steenberghe D, Suetens P. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008; 37(6): 309-18.
51. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006; 35(2): 219-26.
52. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; 106(1): 106-14.

53. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 2009; 71(3): 461-8.
54. Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod.* 2010; 36(11): 1879-82.
55. Metska ME, Aartman IH, Wesselink PR, Ozok AR. Detection of vertical root fractures in vivo in endodontically treated teeth by cone-beam computed tomography scans. *J Endod.* 2012; 38(10): 1344-7.
56. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009; 30: 1088–95.
57. Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J.* 1999; 44(2): 75-87.
58. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Saburi K, Okumura S, Ariji E. Imaging artifact and exposure conditions in limited-volume cone-beam computed tomography: comparison between an image intensifier system and a flat panel detector. *Oral Radiol.* 2006; 22: 69-74.
59. Neves FS, Souza TC, de-Azevedo-Vaz SL, Campos PSF, Bóscolo FN. Influence of cone-beam computed tomography milliamperage settings on image quality of the mandibular third molar region. *Oral Radiol.* 2013. DOI: 10.1007/s11282-013-0132-6.
[Epub ahead of print]

60. Neves FS, Vasconcelos TV, Campos PS, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Influence of scan mode (180°/360°) of the cone beam computed tomography for preoperative dental implant measurements. *Clin Oral Implants Res.* 2012. DOI 10.1111/clr.12080. [Epub ahead of print]
61. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, Araki K. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(2): 79-85.
62. Özer SY. Detection of vertical root fractures of different thicknesses in endodontically enlarged teeth by cone beam computed tomography versus digital radiography. *J Endod.* 2010; 36(7): 1245-9.
63. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod.* 2011; 37(1): 75-9.
64. Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105(6): 773-82.
65. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at implant site. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013; 42: 79884780.
66. Patel S, Brady E, Wilson R, Brown J, Mannocci F. The detection of vertical root fractures in root filled teeth with periapical radiographs and CBCT scans. *Int Endod J.* 2013. DOI: 10.1111/iej.12109. [Epub ahead of print]
67. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K; SEDENTEXCT Project

- Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012; 81(2): 267-71.
68. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res.* 2013. Suppl A100: 94-9.
69. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110(6): 770-6.
70. Sandborg M, Alm Carlsson G, Persliden J, Dance DR. Comparison of different materials for test phantoms in diagnostic radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 1993; 49(1-3): 345-7.
71. Sanders MA, Hoyjberg C, Chu CB, Leggitt VL, Kim JS. Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of CBCT images. *J Calif Dent Assoc.* 2007; 35(12): 850-7.
72. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008; 52(4): 707-30.
73. Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *J Craniomaxillofac Surg.* 2005; 33(1): 19-23.
74. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(1): 100-7.

75. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40(5): 265-73.
76. SEDENTEXCT guidelines. Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality. Radiation protection no. 172: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (evidence-based guidelines). 2012. Available at: http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf.
77. Shelley AM, Brunton P, Horner K. Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent.* 2011; 39(11): 764-70.
78. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(5): 640.e1-5.
79. Sohmura T, Hojoh H, Kusumoto N, Nishida M, Wakabayashi K, Takahashi J. A novel method of removing artifacts because of metallic dental restorations in 3-D CT images of jaw bone. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16(6): 728-35.
80. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortesiemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(6): 367-78.
81. Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110(3): e29-33.

82. Tang L, Zhou XD, Wang Y, Zhang L, Zheng QH, Huang DM. Detection of vertical root fracture using cone beam computed tomography: report of two cases. *Dent Traumatol.* 2011; 27(6): 484-8.
83. Thilander-Klang A, Helmrot E. Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry.* 2010; 139(1-3): 306-9.
84. Tsesis I, Kamburoğlu K, Katz A, Tamse A, Kaffe I, Kfir A. Comparison of digital with conventional radiography in detection of vertical root fractures in endodontically treated maxillary premolars: an ex vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 106(1): 124-8.
85. Vandenberghe B, Luchsinger S, Hostens J, Dhoore E, Jacobs R; SEDENTEXCT Project Consortium. The influence of exposure parameters on jawbone model accuracy using cone beam CT and multislice CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(6): 466-74.
86. Varshosaz M, Tavakoli MA, Mostafavi M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *J Oral Sci.* 2010; 52(4): 593-7.
87. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31: 126–30.
88. Wang P, Yan XB, Lui DG, Zhang WL, Zhang Y, Ma XC. Detection of dental root fractures by using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40(5): 290-8.

89. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108(6): 939-45.
90. White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Aust Dent J.* 2012; 57 (Suppl 1): 2-8.
91. Youssefzadeh S, Gahleitner A, Dorffner R, Bernhart T, Kainberger FM. Dental vertical root fractures: value of CT in detection. *Radiology.* 1999; 210(2): 545-9.

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

ANEXO - COMITÊ DE ÉTICA



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa **"Influência de diferentes protocolos da tomografia computadorizada de feixe cônico no diagnóstico de fratura radicular"**, protocolo nº 034/2012, dos pesquisadores Frederico Sampaio Neves e Paulo Sergio Flores Campos, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 06/11/2012.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project **"Influence of different protocols of the cone beam computed tomography in the diagnosis of root fracture"**, register number 034/2012, of Frederico Sampaio Neves and Paulo Sergio Flores Campos, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 11/06/2012.


Profa. Dra. Lívia Maria Andaló Tenuta
Secretária
CEP/FOP/UNICAMP


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